

**Klinischer Langzeiterfolg der Nanohybridkomposite
Grandio® und Filtek™ Supremé in Klasse I und II Kavitäten
in Abhängigkeit von dem verwendeten Lichthärtegerät**

**Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades**

doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Torsten Pflaum

geboren am 24. April 1976 in Sömmerda

Gutachter

1. Univ.-Prof. Dr. Dr. Bernd W. Sigusch, Jena
2. Univ.-Prof. Dr. Eike Glockmann, Jena
3. Prof. Dr. Arndt Güntsch, Milwaukee (USA)

Tag der öffentlichen Verteidigung:

25.04.2017

Abkürzungsverzeichnis

Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Dimethacrylat
CPM	C linical, P hotographic and M icromorphological Coding
Gew.-%	Gewichtsprozent
h	Stunde
Halogen -PL	Halogen Polymerisationslampe
HG	Halogen / Grandio [®]
HGF	Human Gingiva Fibroblast
ISO	International Organization for Standardization
Laser	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LED	Light Emitting Diode
LG	LED / Grandio [®]
LHG	Lichthärtegerät
LED-PL	LED Polymerisationslampe
LPG	Lichtpolymerisationsgerät
LPL	Lichtpolymerisationslampe
LS	LED / Filtek [™] Supremé
Lucirin TPO	2,4,6-Trimethylbenzoyldiphenylphosphine Oxid
mW	Milliwatt
n	Anzahl
nm	Nanometer
TEGDMA	Triethylglycoldimethacrylat
UV	Ultraviolett
SH	Halogen / Filtek [™] Supremé
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	1
2 Einleitung	4
2.1 Entwicklung der Lichtpolymerisation in der Zahnmedizin.....	4
2.2 Einteilung der Polymerisationssysteme.....	5
2.2.1 Halogenbasierte Polymerisationsgeräte.....	5
2.2.2 LED Polymerisationsgeräte.....	6
2.2.3 Plasma Polymerisationsgeräte.....	7
2.2.4 Laser Polymerisationsgeräte.....	8
2.3 Vergleich der aktuellen Polymerisationssysteme.....	9
2.4 Moderne Komposite.....	11
3 Ziel der Arbeit	15
4 Material und Methode	16
4.1 Patienten und Untersuchungsgruppen.....	16
4.2 Polymerisationsgeräte.....	17
4.3 Füllungswerkstoffe und Adhäsivsysteme.....	18
4.3.1 Grandio.....	18
4.3.2 Filtek Supremé.....	18
4.4 Klinische Durchführung.....	19
4.5 Klinische Kontrolle.....	20
4.6 Statistik.....	24
5 Ergebnisse	25
5.1 Klinische Ergebnisse – Baseline.....	25
5.2 Klinische Ergebnisse – nach sechs Monaten.....	25
5.3 Klinische Ergebnisse – nach zwölf Monaten.....	28
5.4 Klinische Ergebnisse – nach 36 Monaten.....	32

6 Diskussion	37
7 Schlussfolgerungen	46
8 Literaturverzeichnis	47
Anhang	58
Abbildungen der Untersuchungsdaten	
Danksagung	
Ehrenwörtliche Erklärung	

1 Zusammenfassung

Die adäquate Lichtpolymerisation ist ein entscheidender Faktor für die Langzeitstabilität speziell auch von Kompositfüllungen im Seitenzahnggebiet (Price 2013).

Während die LED- und Halogenlichtpolymerisation in vitro sehr gut untersucht ist, muss die Datenlage, die einen Vergleich der beiden Polymerisationssysteme im klinischen Einsatz dokumentiert, speziell auch im Seitenzahnggebiet, als unzureichend eingeschätzt werden.

Aus diesem Grund war es das Ziel der vorliegenden Studie, das Oberflächen- und Randverhalten der Nanofüllerhybridkomposite Grandio® (VOCO, Cuxhaven/Deutschland) und Filtek™ Supremé (3M/ESPE, Seefeld/Deutschland) in Kavitäten der Klasse I und II in Abhängigkeit von dem verwendeten Lichthärtegerät, Halogen oder LED, zu untersuchen. Es sollte geprüft werden, ob die Art der Lichtpolymerisation einen Einfluss auf die klinische Qualität und Langzeitstabilität der Füllungen hat.

In die Studie waren insgesamt 100 Füllungen einbezogen. Die Polymerisationsgeräte und die verwendeten Füllungsmaterialien wurden zur Ausgangsuntersuchung nach Randomisierung folgenden Gruppen zugeordnet 44 Füllungen mit LED-Lichtpolymerisation (23 LED / Grandio® = LG, 21 LED / Filtek™ Supremé = LS) und 56 Füllung mit Halogen-Lichtpolymerisation (28 Halogen / Grandio® = HG, 28 Halogen / Filtek™ Supremé = HS).

Die Füllungen wurden zur Baseline - Untersuchung, nach 6, 12 und 36 Monaten mit Hilfe des modifizierten CPM-Index (**C**linical, **P**hotographic and **M**icromorphological Coding) bewertet. Auf Basis des Code-Systems (Codierung: 0 bestes Ergebnis, 3-5 schlechtes Ergebnis) erfolgte eine semiquantitative Analyse (Gaengler et al. 2001, Rezwani-Kaminski et al. 2002).

Für die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde das Programm SPSS für Windows Version 19.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois/USA) verwendet. Die statische Auswertung erfolgte mit dem Mann-Whitney-U und dem Wilcoxon Test.

Bei der Kontrolluntersuchung nach sechs Monaten konnten insgesamt 91 der 100 gelegten Füllungen klinisch kontrolliert werden. Dabei zeigte sich an 96% der Füllungen (alle klinischen Kriterien zusammengefasst) die beste Bewertung (Code 0).

Lediglich 4% wurden schlechter als zur Ausgangsuntersuchung bewertet, wobei in allen klinischen Kriterien der Code 1 die schlechteste abgegebene Beurteilung war. So wurden bei dieser Nachuntersuchung vereinzelt Veränderungen im Farbverhalten, bei der Oberflächenqualität der Füllungen, beim Randschluss sowie Verfärbungen des Füllungsrandes festgestellt. Ein statistisch signifikanter Einfluss des verwendeten Lichthärtegerätes auf die klinischen Ergebnisse konnte allerdings nicht ermittelt werden.

Zum Untersuchungszeitpunkt nach 12 Monaten wurden noch 90 von 100 gelegten Füllungen klinisch kontrolliert. Zwischen den einzelnen Untersuchungsgruppen waren für die klinischen Parameter keine signifikanten Unterschiede nachweisbar. 96 % der Füllungen wiesen hinsichtlich aller untersuchten klinischen Kriterien die beste Bewertung mit Code 0 auf. Der häufigste Mangel in der Beurteilung war eine Abweichung von der Zahnfarbe (Kriterium „Farbverhalten“).

Nach 36 Monaten konnten 70, der Baseline 100 gelegten Füllungen klinisch kontrolliert werden. Hinsichtlich des entscheidenden Kriteriums „klinische Akzeptanz“ wurden in den Untersuchungsgruppen LG 53%, LS 53%, HG 61% und HS 58% der Füllungen als uneingeschränkt akzeptabel (Code 0) eingestuft. Mit kleinen Einschränkungen klinisch akzeptabel waren die Kombinationen: LG 47%, LS 34%, HG 39% und HS 42%.

Geringe Farbveränderungen, Randverfärbungen und Inhomogenitäten der Oberfläche wurden bei beiden Füllungsmaterialien unabhängig vom verwendeten Lichthärtegerät dokumentiert.

Im Vergleich mit den Bewertungen nach 12 Monaten konnte nach 36 Monaten eine signifikante Veränderung der Bewertungsparameter beobachtet werden. Insgesamt wurde allerdings festgestellt, dass sich auch nach 36 Monaten kein Einfluss der verwendeten Lichtpolymerisation, LED oder Halogen, auf den klinischen Erfolg der Füllungen nachweisen lässt.

Die vorliegende klinische Studie zeigt, dass die LED-Polymerisationslampe den konventionellen Halogen-basierten Geräten im klinischen Einsatz ebenbürtig ist.

Außerdem konnte anhand der klinischen Daten dokumentiert werden, dass die Art der Lichtpolymerisation, Halogen oder LED, keinen Einfluss auf die Qualität der Füllungen im Beobachtungszeitraum von 36 Monaten hatte. Beide Nanofüllerhybridkomposite stellen unabhängig von dem gewählten Lichthärtegerät eine sichere Versorgung für das Seitenzahngebiet dar.

2 Einleitung

In der modernen Zahnmedizin werden kariös bedingte Defekte heute zunehmend mit Komposit-Materialien versorgt. Diese zeichnen sich durch eine besonders gute Ästhetik aus und stellen inzwischen auch eine suffiziente Versorgung von Klasse I und II Kavitäten im Seitenzahnbereich dar (Bekes et al. 2007, Jandt und Sigusch 2009, Kramer et al. 2011). Die überwiegende Mehrheit der Komposite härtet durch einen komplexen photochemischen Prozesses aus, der klinisch durch entsprechende Lichthärtegeräte gesteuert wird (Jandt und Mills 2013).

Die Verbreitung der Komposit-Technologie in der ästhetischen Zahnheilkunde hatte einen direkten Einfluss auf die Weiterentwicklung der Lichthärtegeräte. Neben den etablierten Halogen-Polymerisationsgeräten kam es auch zur Einführung von Geräten mit Plasma- oder Laserlicht als Lichtquelle. Jedoch konnte sich keine dieser Lichthärtegeräte bisher über einen längeren Zeitraum behaupten (Rueggeberg 2011). Erst die Einführung der LED-Technologie in die Zahnmedizin führte zur Entwicklung von LHG's, die eine schnelle und unkomplizierte Lichtpolymerisation der Materialien in der Mundhöhle gewährleisten und die bis dahin auf dem Markt vorherrschenden Halogen-LHG's heute fast abgelöst haben (Jandt und Mills 2013).

2.1 Entwicklung der Lichtpolymerisation in der Zahnmedizin

Die Entwicklung der Lichtpolymerisation Ende der 1960er Jahre war ein Meilenstein in der restaurativen Zahnmedizin, der die Füllungstherapie entscheidend verändert hat (Rueggeberg 2011). Die bis dahin etablierten Paste-Paste oder selbsthärtenden Systeme ließ viele Kliniker geradezu auf eine neue Möglichkeit warten, Füllungen effizient und sicher in kurzer Zeit zu legen. Die Einführung der Lichtpolymerisation verschaffte der konservierenden Zahnheilkunde Vorteile bei den klinischen Herausforderungen (Rueggeberg 2011).

Die in den frühen 1970er Jahren eingeführte Lichtpolymerisation mittels UV-Strahlung war zu dieser Zeit eine bestehende Technologie, die für die Anwendung in der Zahnmedizin adaptiert wurde (Steinberg 1969, Nass et al. 1970, Asada et al.

1971, Kai et al. 1972). Die ersten Lichtpolymerisationsgeräte emittierten Ultraviolettes Licht mit einer Wellenlänge von ca. 365 nm (Lienhardt 1973). Diese Entwicklung ist als entscheidend zu bezeichnen, da es damit erstmals möglich war, Füllungen nach Bedarf zu polymerisieren. Doch die Technologie war trotz bemerkenswerter Erfolge generell mit einigen Problemen behaftet. Die Eindringtiefe des Lichtes in die Füllungsmaterialien war dabei aber noch sehr limitiert, wie folglich auch die Tiefe der zu versorgenden Kavität (Gonser 1980, Tirtha et al. 1982). Außerdem wurden Bedenken hinsichtlich der Wirkung der kurzwelligen Lichtes auf das menschliche Auge und die mögliche Veränderung der Mundflora geäußert (Craig 1981, Main et al. 1983).

Erstaunlicher Weise konnte nur wenige Jahre nach der Einführung der Polymerisation mittels UV-Licht die uns heute bekannte Polymerisation mit sichtbarem, blauen Licht eingeführt werden. 1976 wurde an der Turner School of Dentistry in Manchester erstmals Komposit intraoral mit sichtbarem Licht polymerisiert. Das Lichthärtegerät bestand aus einer Halogenlampe mit hitzeabsorbierendem Glas und einem Filter, der Licht mit einer Wellenlänge von 400 – 550 nm passieren ließ (Yearn 1985, Rueggeberg 1999). Auch dieses Mal handelte es sich um eine bereits aus der Industrie bekannte Technologie, die für die Anwendung in der Zahnmedizin erfolgreich adaptiert werden konnte. Der Schlüssel zum Erfolg war der Einsatz von Campherchinon und tertiären Aminen als Co-Initiatoren im Photoinitiatorsystem, die auch heute noch die gebräuchlichste Variante für das Photoinitiatorsystem in zahnmedizinischen Kompositfüllungsmaterialien darstellt (Dart et al. 1978b, Dart et al. 1978a, Dart und Nemcek 1978, Rabek et al. 1999, Stansbury 2000).

2.2 Einteilung der Polymerisationssysteme

2.2.1 Halogenbasierte Polymerisationsgeräte

Halogen-Lichtpolymerisationsgeräte arbeiten mit einer Wellenlänge von 400 – 500 nm. Über einen Wolfram-Draht, der sich in einer mit Halogen-Gas gefüllten Lampe befindet, wird ein weißes Licht erzeugt, das durch Filtern der unerwünschten Wellenbereiche in ein blaues Licht zur Polymerisation von Kompositen umgewandelt wird. Da das emittierte Licht dieser Lampe ausschließlich durch Filter festgelegt wird,

kann das Lichtspektrum an alle möglichen Wellenbereiche angepasst werden, wenn dies erforderlich ist. Der größte Nachteil dieser Technologie besteht darin, dass der größte Teil des erzeugten Lichtes über Wärme verloren geht. Durch die Verwendung von Filtern sind nur 2 % der Energie als Nutzlicht verfügbar, während 98 % als Hitze abgeleitet werden (Lutz et al. 1992a). Um diese entstehende Wärme abzuleiten, ist eine aktive Kühlung der Halogen-Lampe notwendig. Außerdem lässt die Lichtleistung schon nach kurzer Zeit stark nach, weil zu einem der Glaskolben durch die Hitzeentwicklung im Inneren und die Kühlung von außen opaker wird und zum anderen die Wolfram-Wendel im Laufe des Gebrauches ihre Ausgangsleistung verlieren (Rueggeberg et al. 1996). Zudem unterliegen auch die Filter einem hohen Verschleiß. Aus diesem Grund ist für die suffiziente Polymerisation eine regelmäßige Wartung und Überwachung der abgegebenen Lichtleistung von halogenbasierten Polymerisationsgeräten in der klinischen Praxis unerlässlich.

2.2.2 LED Polymerisationsgeräte

LED Lichtpolymerisationsgeräte basieren auf Halbleiter-Dioden, die Licht mit einer Wellenlänge von 410 – 470 nm emittieren. Die Dioden bestehen aus zwei Halbleitern mit unterschiedlicher Dichte an Elektronen. Bei dem Anlegen einer elektrischen Spannung kommt es an der Grenzfläche der Halbleiter zur Emission von Licht bestimmter Wellenlänge, auf Basis der für die Halbleiter verwendeten Kristalle (Jimenez-Planas et al. 2008). Die für die Polymerisation von Kompositen eingesetzten LED, die blaues Licht erzeugen, bestehen häufig aus Galliumnitrid (Jandt und Sigusch 2014). Sie strahlen Licht mit einer Wellenlänge aus, das in schmalen Breiten des sichtbaren Spektrums liegt (Duke 2001). Der Strahlungsgipfel befindet sich bei 470 nm (Mills et al. 1999). Der Vorteil dieser Lichterzeugung liegt darin, dass die gesamte erzeugte Lichtleistung für die Polymerisation nutzbar ist, da keine Filter notwendig sind. Somit zeichnet sich die LED Polymerisation durch eine sehr hohe Effizienz aus.

Desweiteren erzeugen die LED's nur sehr wenig Wärme, wodurch auf eine aktive Kühlung weitgehend verzichtet werden kann. Sie unterliegen im Vergleich zu den Halogen-Lampen nur einem sehr geringen Verschleiß, so dass sie über einen sehr langen Zeitraum (ca. 100000 h) eine konstante Lichtleistung abgeben (Haitz et al.

1995, Jandt und Sigusch 2014). Zudem sind die LED's sehr widerstandsfähig gegen Erschütterungen, dass in Bezug auf die klinische Praxis als sehr vorteilhaft gewertet wird (Mills 1995). Die Anforderung an die Betriebsspannung ist durch den klar definierbaren schmalen Wellenlängenbereich gering und macht es möglich, die Polymerisationsgeräte mit einem Akku als Spannungsquelle, handlich klein und kabellos anzubieten.

Jedoch besteht im begrenzten Spektrum der LED-Polymerisationslampen auch ein gewisser Nachteil. Komposite mit Photoinitiatoren, die nicht im Wellenlängenspektrum der Dioden liegen, werden ggf. nicht ausreichend polymerisiert.

Die ständige Weiterentwicklung und die daraus resultierende Beseitigung anfänglicher Nachteile sowie die Vielzahl der Vorteile der LED-Lichtpolymerisation gegenüber der Halogen-Lichtpolymerisation hat maßgeblich dazu beigetragen, dass sich diese Technologie seit Anfang der 2000er Jahre so schnell in der klinischen Praxis durchgesetzt hat und inzwischen gut etabliert ist (Jandt und Mills 2013).

2.2.3 Plasma Polymerisationsgeräte

Für die Plasma-Polymerisationsgeräte werden zwei Gruppen unterschieden, die in einem Low-Spektrumbereich (370 – 450 nm) oder mit einem High-Spektrumbereich (430 – 500 nm) arbeiten. Generell nutzen sie eine mit ionisierten Gas (in der Regel Xenon) gefüllte Leuchtstoffröhre, in der sich bei dem Anlegen einer elektrischen Spannung ein Lichtbogen ausbildet, um ultraviolettes Licht zu erzeugen. Das emittierte Lichtspektrum wird hauptsächlich durch die verwendete Beschichtung der Leuchtstoffröhre bestimmt und durch Filter an das gewünschte Spektrum angepasst. Somit sind bei diesen Lampen die zur Verfügung stehenden Wellenlängen stark limitiert. Allerdings weisen Xenon-Kurzbogenlampen im Vergleich zu Halogenlampen mit 1370 mW/cm^2 eine deutlich erhöhte Lichtintensität auf (Lang 2000). Das Ziel bei Einführung der Plasmalichtbogengeräte war die Verkürzung der Polymerisationszeit, jedoch kann die Polymerisation mit sehr hohen Lichtintensitäten eine Verschlechterung der marginalen Integrität verursachen (Burgess et al. 1999). Lang (Lang 2000) kommt zu dem Schluss, dass der versprochene Zeitvorteil der Plasmalampe mit einer schlechteren Füllungsqualität einhergeht und somit eine

ausreichende Polymerisation nur durch mehrfaches Aushärten unter erhöhtem Zeitaufwand erzielt werden kann. Auch bei einem Vergleich der Materialeigenschaften (Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Polymerisationstiefe und Konversionsgrad) von Kompositen nach der Polymerisation mit einer Plasma-Lichtbogenlampe oder Halogenlampe zeigte die Plasmalampe bei praxisüblichen Bestrahlungszeiten keine besseren bis leicht schlechtere physikalische Eigenschaften (Danesh et al. 2001).

Der hohe Anschaffungspreis und die aufwendige Wartung, die auch bei den Plasma-Lampen regelmäßig notwendig ist, verhindern derzeit eine dauerhafte Durchsetzung dieses Polymerisationssystems in der klinischen Praxis.

2.2.4 Laser Polymerisationsgeräte

Laser Lichtpolymerisationsgeräte basieren in der Regel auf Argon Lasern, die blaues Licht emittieren. Es sind monochromatische Lichtquellen, die in der Lage sind, einen gerichteten Lichtstrahl zu emittieren, der ohne nennenswerte Streuung größere Strecken zurücklegen kann (Harris und Dick 1995) und dessen Energiegehalt gegenüber halogenbasierten Polymerisationsgeräten mit steigenden Abstand zum Polymerisationsobjekt weniger stark abnimmt (Vargas et al. 1998). Da auch bei den Laser Lampen, ähnlich wie bei den LED's das verwendete Material über das Emissionsspektrum entscheidet, sind auch hier keine Filter notwendig, wobei ihr Lichtspektrum mit 460 - 480 nm sehr eingeschränkt ist. Ein Vorteil der Laser Polymerisationsgeräte ist in der Verschleißfreiheit zu sehen, so dass immer ein genau festgelegtes Lichtspektrum mit einer definierten Lichtleistung emittiert wird. Zu dem lässt sich die Polymerisationszeit bei der Photopolymerisation durch einen Laser im Vergleich zu herkömmlichen Lichtquellen signifikant reduzieren (Kelsey et al. 1989), das stellt insgesamt einen zeitökonomischen Vorteil dar.

Die Intensität der Laserstrahlung bewirkt zwar im Vergleich zur Aushärtung mit einer Halogenlampe verbesserte mechanische Eigenschaften des Komposites hinsichtlich der Härte, des Elastizitätsmoduls und der Biegebruchfestigkeit (Blankenau et al. 1991), jedoch wird mit steigender Lichtintensität auch die Polymerisations-schrumpfung größer (Matsutani et al. 1990) und die hochintensive Härtung wirkt sich

negativ auf den Randschluss der Füllung aus (Lösche et al. 1993, Lösche et al. 1994, Mehl et al. 1997). Desweiteren muss der Behandler immer das Risiko für das umgebende Gewebe im Blick haben, da an Versuchstieren nach Bestrahlung durch Argon-Laser Nekrosen, Unterbrechungen und Bläschenbildungen an der Gingiva beobachtet wurden (Brenneise und Blankenau 1997). Das Tragen von Laser-Schutzbrillen für das Behandlerteam und den Patienten ist bei einer Laserbehandlung ohnehin obligatorisch.

Aufgrund der sehr hohen Anschaffungskosten für den Laser, des großen Platzbedarfes und der nur wenigen Vorteile gegenüber konventionellen Polymerisationssystemen konnte sich diese Technologie bisher nicht auf dem Markt durchsetzen (Cernavin et al. 1994).

2.3 Vergleich der aktuellen Polymerisationssysteme

Die beiden am häufigsten in der Zahnmedizin eingesetzten Polymerisationsgeräte sind die LED- und die Halogen-Lichthärtegeräte (Jandt und Sigusch 2014). Aus diesem Grund liegt der Fokus im Vergleich der verschiedenen Systeme auch auf diesen beiden Technologien, da sich andere wie Plasma- oder Laser-Lichthärtegeräte bisher nicht dauerhaft durchsetzen konnten und heute in der klinischen Praxis nur eine sehr untergeordnete Rolle spielen .

Nach der Entwicklung immer neuer Photopolymerisationsgeräte wurden hauptsächlich viele vergleichende In-Vitro-Studien erstellt. Ernst (2002) schlussfolgerte vor etwa 10 Jahren, dass als Standard der Lichtpolymerisation nach wie vor die Halogenlichtpolymerisation mit einer Belichtungszeit von 40 s zu sehen sei (Ernst 2002a, Ernst 2002b). Für ihn sind allerdings die blauen LED-Polymerisationsgeräte eine viel versprechende Neuentwicklung.

In einer Reihe von Untersuchungen ist aber in jüngster Zeit die Vollwertigkeit der Polymerisation mittels LED-Lichtgeräten bestätigt worden. Es konnten bisher im Vergleich zwischen LED- und Halogen-Lampen hinsichtlich der materialtechnischen Parameter keine signifikanten Unterschiede in der Biegefestigkeit, dem Elastizitätsmodul, der Polymerisationstiefe und der Druckfestigkeit von Kompositen

festgestellt werden (Jandt et al. 2000, Stahl et al. 2000). Konventionelle Halogen-Polymerisationsgeräte härteten nach Jandt (2000) zwar tiefer aus als die LED-Polymerisationsgeräte, aber beide Polymerisationstiefen entsprechen den Anforderungen laut ISO 4049 und den Herstellerangaben. Die Druckfestigkeit der Komposite ist bei beiden Polymerisationsverfahren statistisch vergleichbar (Jandt et al. 2000).

Eine interessante Untersuchung ergab, dass die Oberflächenhärte nach der Polymerisation mittels Halogen- und LED-Polymerisationsgeräten ebenfalls gleich stark ist, sofern in dem polymerisierten Komposit Campherchinon als Photoinitiator verwendet wird. Komposite mit einem Co-Photoinitiator, wie Lucirin TPO, der auf eine geringere Wellenlänge reagiert, erreichten dagegen nach Polymerisation sowohl mit Halogen- und LED-Polymerisationsgeräten eine geringere Härte (Hofmann et al. 2002). Dagegen beschrieben andere Autoren, dass im Vergleich einer Halogen- und einer LED-Polymerisationslampe, die LED-polymerisierten Komposite eine signifikant größere Aushärtungstiefe erreichten (Fujibayashi et al. 1998, Mills et al. 1999).

Wie jedes technische Gerät bedürfen auch Lichtpolymerisationsgeräte einer optimalen Pflege und technischen Wartung. Durch kleine, schnelle und vom Praxisinhaber durchzuführende Wartungsarbeiten (Friedman 1989, Lutz et al. 1992c, Lutz et al. 1992b, Miyazaki et al. 1998) können eventuell Neuanschaffungen vermieden oder hinausgezögert, sowie Leistungseinbrüche zum Teil behoben werden. Dies gilt allerdings nur für die Halogen-Polymerisationsgeräte. Bei blauen LED-Geräten muss lediglich der Lichtstab von Verunreinigungen freigehalten und auf eventuelle Faserbrüche hin untersucht werden (Ernst 2002a, Ernst 2002b). Halogenlampen aber müssen umfassend gewartet werden. Eine Studie ergab, dass 46 % der in Praxen verwendeten Halogen-Polymerisationslampen eine Reparatur oder eine Erneuerung benötigen, da ihre Leistungsmerkmale durch Abnutzung oder Defekte keine optimale Polymerisation mehr ermöglichten (Pilo et al. 1999). Duret et al. (2004) wiesen nach, dass die Stabilitätskurve der Wattleistung einer Halogenlampe schon ab den ersten Gebrauchsmonaten abnimmt. Eine Halogenlampe verliert dann nach einer Gebrauchsperiode von 8–12 Monaten etwa 50 % ihrer Wirksamkeit (Duret et al. 2004).

Aufgrund dieser bekannten Nachteile der Halogen-Lichtpolymerisation war die Suche nach ökonomisch sinnvollen Alternativen nur logisch. In den Jahren 1995–1997

haben Robin W. Mills und Klaus D. Jandt mit ihrer Forschungsarbeit zur LED-Fotopolymerisation an der Universität Bristol maßgeblich dazu beigetragen diese Variante der Lichtpolymerisation für den klinischen Einsatz in der Zahnmedizin zu entwickeln. Sie konstruierten, bauten und testeten entsprechende Lichtpolymerisationsgeräte und überwandten so die Schwierigkeiten mit der relativ geringen Lichtleistung der verfügbaren LED's, die bis dahin den praktischen Einsatz verhindert hatten (Jandt und Sigusch 2014). In der Folge stellten sie in einer Vielzahl von internationalen Publikationen unter Beweis, dass mit denen von ihnen entwickelten LED-Polymerisationslampen eine suffiziente und sichere Polymerisation dentaler Füllungsmaterialien möglich ist (Uhl et al. 2004, Uhl et al. 2006, Sigusch et al. 2007, Sigusch et al. 2009). Ein Meilenstein war dabei 1999 die Publikation im British Dental Journal, wo gezeigt werden konnte, dass mit der neuen LED Lichtpolymerisation bei dentalen Kompositen die gleiche Polymerisationstiefe erreicht werden kann wie mit den damals üblichen Wolfram-Quarz-Halogen-Lichthärtegeräten (Mills et al. 1999). Damit war der Weg frei für die praktische klinische Anwendung, obwohl es noch an der Verfügbarkeit ausreichend lichtstarker blauer LED's mangelte. Dieses Problem konnte in den frühen 2000er Jahren gelöst werden und führte zusammen mit den guten Ergebnissen aus einer Vielzahl wissenschaftlicher Untersuchungen dazu, dass sich die LED-Lichtpolymerisation in der klinischen Praxis sehr schnell durchsetzte (Jandt und Mills 2013).

2.4 Moderne Komposite

Dentale Kompositwerkstoffe gehören heute als zahnfarbene plastische Füllungsmaterialien zum Standard der modernen Füllungstherapie und werden seit Jahren erfolgreich eingesetzt (Hickel 1997).

Komposite bestehen aus organischer Matrix, anorganischen Füllpartikeln und einer Verbundphase. Sie können nach der Art und Größe der verwendeten Füllkörper klassifiziert werden. Dem entsprechend wird eine Unterteilung in Makrofüller-, Mikrofüller- und Hybridkomposite vorgenommen.

Die Entwicklung der Komposite geht auf das Jahr 1962 zurück, in dem Bowen das Bisphenol-A-Glycidyl-Dimethacrylat (Bis-GMA) mit einem Zusatz von anorganischen Füllstoffen in Form von gemahlenem Quarz entwickelte. Die Füllstoffe wurden mit

einer Silanverbindung überzogen, welche eine chemische Bindung sowohl mit der organischen Matrix als auch mit den anorganischen Füllern einging. Dadurch wurde es möglich, beide Phasen miteinander zu verbinden. Bis zu jenem Zeitpunkt kamen in der klinischen Praxis nur chemisch härtende Polymethylmethacrylate zur Anwendung, die sich aber als weitgehend ungeeignet für den klinischen Einsatz gezeigt hatten. Der von Bowen entwickelte Kunststoff, heute als konventionelles oder makrogefülltes Komposit bekannt, wies deutlich bessere physikalische Eigenschaften auf und stellte einen großen Fortschritt in der Füllungstechnologie dar. Seitdem wurde eine Vielzahl von Kompositfüllungsmaterialien, basierend auf Bis-GMA oder anderen bifunktionellen Methacrylat-Monomeren, entwickelt. Ab Mitte der siebziger Jahre kamen mikrogefüllte Komposite auf den Markt. Sie zeigten eine höhere Verschleissresistenz und bessere Oberflächeneigenschaften als Makrofüllerkomposite.

Mit der Entwicklung der Hybridkomposite, die Ende der 80er Jahre in die klinische Praxis eingeführt wurden, wurde eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften erzielt (Hellwig et al. 2003, Baseren 2004).

Ein gesteigertes ästhetisches Bewusstsein der Patienten und die zunehmende Ablehnung des Füllungswerkstoffes Amalgam veranlassten Wissenschaftler und Praktiker weiter an neuen Restaurationsmaterialien zu forschen und vorhandene in ihrer Anwendung zu optimieren. Als Ergebnis dieser Forschungsarbeit wurden in den letzten Jahren eine Fülle von neuen, verbesserten Kompositmaterialien in die Klinik eingeführt, welche nicht nur die Kaufunktion wiederherstellen, sondern auch den Erwartungen der Patienten hinsichtlich der Ästhetik entsprechen.

Als Ergebnis dieser Arbeit und aus den Bemühungen ein Universalkomposit zu finden, das den Anforderungen im Front- und Seitenzahnbereich gerecht wird, entstand eine neue Gruppe von Restaurationsmaterialien. Bei den sogenannten nanotechnologisch modifizierten Kompositen, oder auch Nanokompositen handelt es sich um Restaurationsmaterialien, die die positiven Eigenschaften von Hybrid- und Mikrofüllerkompositen in einem Werkstoff vereinigen. Die sehr gute Polierbarkeit der Mikrofüllerkomposite wird mit den optimalen mechanischen Eigenschaften der Mikrohybridkomposite kombiniert werden. Mit Hilfe der Nanotechnologie ist es möglich, die Struktur von Materialien zu verändern und damit erhebliche Verbesserungen der physikalischen und chemischen Eigenschaften zu erzielen. So

ist es mit der Nanotechnologie möglich, Nanofüllkörper gezielt und mit festgelegten Eigenschaften durch chemische Syntheseprozesse aus verschiedenen Bausteinen aufzubauen. Der Überbegriff Nanokomposite umfasst zum einen die Nanofüllerkomposite, die den Mikrofüllerkompositen angehören; und zum anderen die Nanohybridkomposite, die zu den Hybridkompositen zählen.

Ein typischer Vertreter für Nanofüllerkomposite ist Filtek™ Supreme der Firma 3M/ESPE. Es besteht aus einer Kombination von Nanomeren und Nanoclustern. Nanomere sind einzelne nichtagglomerierte Partikel mit einer Größe von 20-75 nm, während Nanocluster locker vernetzte Agglomerate aus einzelnen Nanomeren mit einer Größe von 0,6-1,4 µm sind. Zudem sind feinstkörnige röntgenopake Zirkonoxid-Füllkörper in einer mittleren Größe von 2-5 nm integriert,

Ein Beispiel für ein Nanohybridkomposit ist Grandio® der Firma VOCO. Dieses enthält neben konventionellen Füllstoffen, wie sie aus herkömmlichen Hybridkompositen bekannt sind, freie, nicht zusammenhängende Nanofüllkörper. Die herkömmlichen Füllkörper sind hier allerdings homogener in der Matrix verteilt und von den feinen Nanopartikeln umgeben. So kann eine optimale Raumausfüllung der Füllstoffe realisiert werden. Das wiederum führt zu einem hohen Füllkörpergehalt und einem geringen Anteil an organischer Matrix und somit zu einer geringeren Polymerisationsschrumpfung.

Die guten Materialeigenschaften allein reichen aber nicht aus, damit sich ein Komposit in der klinischen Praxis dauerhaft bewährt. Ein wichtiger Faktor ist auch seine Bioverträglichkeit d. h. es wird auch eine möglichst geringe Toxizität gefordert (Sigusch et al. 2007, Sigusch et al. 2009, Sigusch et al. 2012).

Untersuchungen der Jenaer Arbeitsgruppe zur Zytotoxizität von Kompositen haben gezeigt, dass Nanofüllerhybridkomposite, wie Grandio®, eine geringere zytotoxische Wirkung aufweisen als die konventionellen Hybridkomposite (Sigusch et al. 2007). Außerdem konnte ermittelt werden, dass auch die Farbe der Komposite, hell bzw. dunkel, einen Einfluss auf die Vitalität humaner Gingivafibroblasten (HGF) hat (Sigusch et al. 2012). Aber speziell auch die Auswahl des LHG, Halogen-basiert, LED-basiert oder die Anwendung von Hochleistungs-LHG's, kann die Zytotoxizität der Komposite beeinflussen (Sigusch et al. 2007, Beriat et al. 2010, Sigusch et al. 2012).

Zusammenfassend ist zu den Nanokompositen zu sagen, dass der im Vergleich zu den konventionellen Mikrofüllerkomposit deutlich erhöhte Füllstoffgehalt eine Verringerung der Polymerisationsschrumpfung bewirkt. Zusätzlich ist die Polierbarkeit verglichen mit Hybridkompositen maßgeblich verbessert. Folglich stellen sie eine wesentliche Weiterentwicklung auf dem Gebiet der Komposite dar, die in den letzten Jahren in In-Vitro- und In-Vivo-Untersuchungen ihre Zuverlässigkeit unter Beweis gestellt haben (Ernst et al. 2006, Yesil et al. 2008, Kramer et al. 2011, Palaniappan et al. 2011).

Die ständige Optimierung der mechanischen Eigenschaften, wie Härte, Verschleißfestigkeit sowie Verbesserung der Farbanpassung und der Polierbarkeit verlängern nicht nur die klinische Haltbarkeit der Komposite, sondern erhöhen auch die Akzeptanz, sowohl seitens der Behandler als auch der Patienten (Szep et al. 2002).

Neben der Wahl des Komposites ist dessen adäquate Lichtpolymerisation ein entscheidender Faktor für die Langzeitstabilität von Kompositfüllungen. Somit hat auch das eingesetzte Lichtpolymerisationsgerät einen großen Einfluss auf die klinischen Langlebigkeit von Kompositrestaurationen, weil es letztlich die suffiziente Polymerisation entscheidend mitbestimmt.

3 Ziele der Arbeit

In einer 2012 im Dental Material publizierten Übersichtsarbeit (Demarco et al. 2012) wird postuliert, dass die Eigenschaften der Komposite für deren Langzeitstabilität in vivo wahrscheinlich nur eine untergeordnete Rolle spielen. Einen Einfluss auf den klinischen Erfolg haben u. a. die Fähigkeiten des Behandlers, aber vor allem auch die adäquate Lichtpolymerisation ist ein entscheidender Faktor für die Langzeitstabilität speziell von Kompositfüllungen im Seitenzahngebiet (Price 2013).

Nachdem sich über Jahrzehnte zunächst Halogen-Polymerisationsgeräte gegenüber anderen Technologien behaupten konnten, werden diese nun meist durch LED-Polymerisationsgeräte verdrängt. Letztere zeichnen sich durch attraktive Eigenschaften, wie die Ausstrahlung eines langzeitstabiles Lichtspektrums und einer guten Lichtleistung, weitgehender Wartungsfreiheit und einem kabellosen Betrieb aus.

Bisher sind kaum klinische Studien, speziell für den Seitenzahnbereich, bekannt, die die Effizienz der LED-LHG im Vergleich zum bisherigen Gold Standard der Halogen-Lichtpolymerisationsgeräte (HLP) untersuchen.

Eine inadäquate Lichtpolymerisation könnte aber ein entscheidender Faktor für mangelhafte Ergebnisse bei der Langzeitstabilität von Kompositfüllungen sein (Price 2013).

Aus diesem Grund war es das Ziel der vorliegenden Studie, die Auswirkung der Art der Lichtpolymerisation von Nanofüllerhybridkompositen in Klasse I und II Kavitäten mit Polymerisationsgeräten auf LED- und Halogen-Basis insgesamt auf die Qualität der Füllungen im Seitenzahngebiet zu untersuchen. Speziell die Randspaltbildung, die Farbqualität und das klinische Langzeitergebnis soll im Zeitraum von 36 Monate dokumentiert werden.

4 Material und Methode

4.1 Patienten

Die Patienten für die vorliegende klinische Studie wurden, nach dem positiven Ethikvotum (1148–06/03), konsekutiv aus dem Patientenpool der Poliklinik für Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie des Universitätsklinikums Jena rekrutiert. Nach einer umfassenden Befunderhebung und der Feststellung der Indikation: therapienotwendiger kariöser Läsionen oder insuffizienter Füllungen, erfolgte die Aufklärung und Einwilligung der Patienten.

Insgesamt wurden im Rahmen dieser klinischen Untersuchung 100 Füllungen der Kavitätenklasse I und II an 57 Patienten (31 weibliche / 26 männliche) appliziert. Die Zuordnung zu den verschiedenen Gruppen ist der Tabelle 1 zu entnehmen. Die Randomisierung erfolgte zufällig über ein zweistufiges Losverfahren (1. Los: Polymeristaionsgerät, 2. Los: Füllungsmaterial). Daraus ergaben sich die folgende Untersuchungsgruppen: LED-Grandio® n=23 (LG), LED-Filtek™ Supremé n=21 (LS) und Halogen-Grandio® n=28 (HG), Halogen-Filtek™ Supremé n=28 (HS).

Die Füllungsverteilung für die einzelnen Kavitätenklassen ist der Tabelle 1 zu entnehmen.

Tabelle 1 – Füllungsverteilung in den Untersuchungsgruppen		
Untersuchungsgruppe		Anzahl der Füllungen
LED / Grandio® n = 23	<i>Kavitätenklasse I</i>	n = 6
	<i>Kavitätenklasse II</i>	n = 17
LED / Filtek™ Supremé n = 21	<i>Kavitätenklasse I</i>	n = 6
	<i>Kavitätenklasse II</i>	n = 15
Halogen / Grandio® n = 28	<i>Kavitätenklasse I</i>	n = 6
	<i>Kavitätenklasse II</i>	n = 22
Halogen / Filtek™ Supremé n = 28	<i>Kavitätenklasse I</i>	n = 10
	<i>Kavitätenklasse II</i>	n = 18

4.2 Polymerisationsgeräte

Die Polymerisation der Füllungen erfolgte mit zwei verschiedenen Polymerisationsgeräten. Zur Anwendung kamen der LED Prototyp aus dem Institut für Materialwissenschaften und Werkstofftechnologie (IMT, Jena, Deutschland), sowie das handelsübliche Halogenpolymerisationsgerät Polofil Lux der Firma VOCO (Cuxhaven, Deutschland).

Der LED Prototyp (Abb. 1) besitzt eine 5 W LED mit einem Emissionsspektrum von 425 – 500 nm und einer Lichtintensität von 901 mW/cm².

Die Polofil Lux (Abb. 2) ist eine konventionelle, halogenbasierte LCU mit einer 75 W Halogenlampe als Lichtquelle, einem Emissionsspektrum von 400 – 520 nm und einer Lichtintensität von 860 mW/cm².



Abb. 1: LED Polymerisationslampe Prototyp (IMT, Jena)



Abb. 2: Halogen Polymerisationslampe PoloFil Lux (VOCO, Cuxhaven)

4.3 Füllungswerkstoffe und Adhäsivsysteme

In der vorliegenden Studie kamen die beiden Nanofüllerhybridkomposite Grandio® (VOCO, Cuxhaven, Deutschland) und Filtek™ Spremé (3M/Espe, Seefeld, Deutschland) zur Anwendung. Bei beiden Füllungsmaterialien war der Füllkörperanteil durch den Einsatz von Nanopartikeln deutlich erhöht worden, ohne dass dabei die Verarbeitungsfähigkeit negativ beeinflusst wurde. Beide Komposite wurden in Verbindung mit einem Adhäsivsystem des jeweiligen Herstellers verwendet. Die Applikation erfolgte bei Grandio® mit Solobond M (VOCO, Cuxhaven, Deutschland) und bei Filtek™ Spremé mit Scotchbond I (3M/Espe, Seefeld, Deutschland). Es handelte sich bei beiden Adhäsiven um ein Etch & Rinse System.

4.3.1 Grandio® (VOCO)

Grandio® (VOCO, Cuxhaven/Deutschland) ist eines der ersten auf dem Markt erschienenen Nano-Hybrid-Komposite. Es besteht aus einer traditionellen Dimethacrylaten (Bis-GMA = Bisphenolglycidylmethacrylat, TEGDMA = Triethylglycoldimethacrylat) Matrix.

Als Füllstoffe sind sphärische Nanopartikel (Siliziumdioxid) mit einem Anteil von 87 Gew.-% enthalten. Die Partikelgröße der Mikrofüller liegt bei 1 µm und der Nanofüller zwischen 20 – 50 nm.

4.3.2 Filtek™ Supreme (3M / Espe)

Die Kompositmatrix von Filtek™ Spremé (3M/Espe, Seefeld, Deutschland) besteht aus Bis-GMA und einer Mischung von UDMA und Bis-EMA. Durch diese Mischung wurde der größte Anteil an TEGDMA ersetzt. Somit enthält Filtek™ Supreme nur noch eine geringe Menge TEGDMA, die der Regulation der Viskosität dient.

Der Füllergehalt beträgt 78,5 Gew.-%. Es enthält als Füllstoffe nicht-agglomerierte Nanosilizium-Füller und locker vernetzte agglomerierte Zirkonium/Silizium-Nanocluster. Die Füllkörpergröße beträgt 20 – 75 nm, während die Clusterpartikelgröße zwischen 0,6 und 1,4 µm schwankt.

4.4 Klinische Durchführung

Vor Beginn der Füllungstherapie wurde der zu versorgende Zahn auf die klinische Symptomlosigkeit untersucht: Vitalität positiv (Kältespray Omnident) und Perkussion negativ.

Nach Reinigung des Zahnes mit Clean Polish und Polierbürsten, zur Entfernung der Pellikelschicht und vorhandener Plaque, wurde die Zahnfarbe mit Hilfe eines VITA-Farbringes unter Tageslichtbedingungen bestimmt. Falls erforderlich, erfolgte eine lokale Anästhesie. Danach wurde die Karies defektbezogen bzw. insuffiziente Füllungen, entsprechend den Regeln für die adhäsive Füllungstherapie, komplett entfernt. Bei allen Füllungen erfolgte die Präparation der Kavität mit birnen- und zylinderförmigen Diamanten der Korngröße 100 µm unter reichlicher Wasserkühlung. Anschließend wurden die Kavitäten mit einem Diamantfinierer der Korngröße 30 µm bearbeitet. Bei der Nachbearbeitung wurden die okklusale Kavitätenränder nur leicht finiert. Die proximale Stufe im Schmelz wurde mit Hilfe von flammenförmigen Diamanten der Korngröße 15 µm leicht gebrochen.

Entsprechend der Ausdehnung der Kavität wurden vor der Konditionierung mit Orthophosphorsäure 35% (Vocacid, VOCO, Cuxhaven; Deutschland) Ivory- bzw. Toffelmire-Matrize angelegt. Zur suffizienten proximalen Füllungs- und Kontaktpunktgestaltung wurden Ahorn-Interdentalkeile (Kerr Hawe, Rastatt, Germany) gelegt.

Für die adhäsive Versorgung erfolgte eine Konditionierung der Schmelz- und Dentinoberfläche mittels Total-Etch Technik, mit den entsprechenden Ätzzeiten von 30 s für den Schmelz und 15 s im Dentin. Die Applikation des Adhäsivsystems (Solobond M oder Scotchbond I) erfolgte streng nach Herstellerangaben. Beide Komposite wurden inkremental mit einer Schichtstärke von max. 2 mm in die Kavität, beginnend im proximalen Kasten, appliziert und in Abhängigkeit von der jeweiligen Untersuchungsgruppe mit der LED-PL bzw. HLP für 40 s lichtgehärtet. Beim Einbringen der Füllungsmaterialien wurde zu dem sorgfältig darauf geachtet, dieses gut an die Kavitätenwände zu adaptieren. Das okklusale Relief wurde mittels Kunststoffmodellierinstrumenten (Optra[®] Sculpt, Ivoclar Vivadent, Schaan/Liechtenstein) konturiert. Nach Entfernung der Matrize erfolgte eine Abschlusspolymerisation, bei der der Approximalraum besonders bedacht wurde. Nach Abschluss der Restauration wurde die jeweilige Füllung auf Vollständigkeit

geprüft und wenn nötig abschließend korrigiert. Die okklusale Nachbearbeitung erfolgte mit kugel- und flammenförmigen Finierdiamanten (Korngröße 15 µm). Zur Politur der okklusalen Flächen, sowie im Approximalraum, soweit möglich, wurden Polierscheiben (Super Snap® Rainbow Technique KIT, Schofu Dental GmbH, Ratingen/Deutschland) mit absteigender Körnung verwendet. Anschließend wurde die statische und dynamische Okklusion geprüft.

Die abschließende Politur der Oberflächen auf Hochglanz erfolgte mit kelch- und flammenförmigen Gummipolierern bei 5000 – 7000 U/min (Top Gloss, Edenta AG, Au, Switzerland). Zusätzlich wurden approximal Finierstreifen (Super Snap® Polystrips, Schofu Dental GmbH, Ratingen/Deutschland) verwendet.

4.5 Klinische Kontrolle

Die Füllungslegung und Nachuntersuchung erfolgte durch drei klinisch erfahrene Behandler der Poliklinik für Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie des Universitätsklinikums Jena. Die Restaurationen wurden Baseline, nach sechs Monaten, zwölf Monaten und 36 Monaten unter Verwendung der klinischen Kriterien des CPM-Indexes (Abb.3) bewertet (Gaengler et al. 2001, Rezwani-Kaminski et al. 2002).

Die klinische Beurteilung der Restaurationen in situ erfolgte unter Zuhilfenahme von Spiegel und graziler Sonde (# 3A, Firma Hu-Friedy Mfg. Co., Inc., Chicago, Illinois/USA) taktil und visuell, wozu die Sonde über die Oberfläche und die Füllungsrandbereiche geführt wurde.

Die Beurteilung an allen Flächen erfolgte anhand der im CPM-Index festgelegten C-Kriterien mit den Codierungen 0-5 (Abb. 3). Alle klinischen Daten wurden auf einem Nachuntersuchungsbogen dokumentiert.

Die Grundlage der qualitativen Beurteilung war der für Komposite (Hoyer et al. 1993, Gaengler et al. 2001, Rezwani-Kaminski et al. 2002) bewährte, modifizierte **CPM-Index** (clinical, **p**hotographical und **m**icromorphological), wobei hier ausschließlich die klinischen Bewertungskriterien (C-Kriterien) zur Anwendung kamen (Abb. 3).

Die klinischen Kriterien beinhalten die Bewertung der „**anatomische Form**“, des „**Farbverhaltens**“, der „**Oberflächenqualität**“, der „**Abrasion**“, des „**Randschlusses**“, der „**Stufenbildung**“, der „**Verfärbung des Füllungsrandes**“ und der „**klinischen Akzeptanz**“.

Das Kriterium für die Evaluation der „**anatomischen Form**“ erfasst die korrekt erhaltene Füllung (Code 0), mangelnde Füllungskontur als Maß für das räumliche Aussehen der Füllung (Code 1 - 3) sowie partiellen (Code 4) oder vollständigen Füllungsverlust (Code 5) durch visuelle Inspektion.

Das „**Farbverhalten**“ wurde in Relation zu Farbe und Glanz des umgebenden Zahnschmelzes beurteilt. Bei adäquater Füllungsfarbe wurde der Oberflächenglanz qualitativ bewertet („glänzend“ mit Code 0 oder „nicht glänzend“ mit Code 1). Bei Abweichung der Farbe wurde zwischen „zu hell“ bzw. „zu dunkel“ unterschieden (Code 2 bzw. 3).

Die „**Oberflächenqualität**“ galt als optimal (Code 0), wenn mindestens zwei Drittel der Oberfläche der Füllung als glatt und homogen bewertet wurden. Hinsichtlich Homogenität und Rauigkeit der Oberfläche erfolgten entsprechende Abstufungen dieses Kriteriums, wobei auch hier mindestens zwei Drittel der Gesamtoberfläche das gleiche Merkmal aufweisen mussten.

Bei dem Kriterium „**Abrasion**“ wurde zwischen lokalisierten Substanzverlusten entsprechend individueller Muster, z.B. Schliffacetten (Code 1) über lokalisierte, d. h. räumlich begrenzte (Code 2), bis hin zu generalisierten Substanzverlusten (Code 3) unterschieden.

Um die Qualität der Füllungsråder näher zu bestimmen, erfolgte durch eine differenzierte taktile und visuelle Begutachtung der koronalen und soweit möglich der approximalen Füllungsrandbereiche die Codierung der nachstehenden drei Kriterien.

Unter dem Kriterium „**Randschluss**“ wurden klinische Auffälligkeiten zusammengefasst, bei denen der Füllungsrand bis zu einem Drittel des Umfangs (Code 1) bzw. mehr als ein Drittel des Umfangs (Code 2) sondierbar, oder ein Randspalt erkennbar waren (Code 3).

Je nach Richtung der Exploration der zahnärztlichen Sonde lassen sich positive oder negative Stufen bestimmen, die im Kriterium „**Stufenbildung**“ erfasst werden. Eine positive Stufe wurde verzeichnet, wenn der Widerstand der Sonde vom Zahn zur Füllung zu beobachten war (Code 1). In umgekehrter Richtung weist der Sondenwiderstand negative Stufen nach (Code 2). Beim Auftreten beider Befunde nebeneinander wurde Code 3 notiert. Da positive Stufen korrigierbar sind, werden diese als weniger ungünstig betrachtet.

Das Kriterium „**Verfärbung des Füllungsrandes**“ beschrieb Abweichungen der Farbe im Füllungsrandbereich und wurde durch die Bewertung mit Code 1 bei bis zu einem Drittel des Gesamtumfanges und Code 2 bei mehr als ein Drittel des Umfanges dargestellt. Als schlechtestes Ergebnis hat bei einer Sekundärkaries die Bewertung mit Code 3 zu erfolgen.

Mit dem Kriterium „**Klinische Akzeptanz**“ soll eine klinische Gesamteinschätzung der Füllung getroffen werden. Zu dem ging es dabei um eine Aussage, ob die entsprechende Restauration insgesamt akzeptabel und korrigierbar ist, oder aber ersetzt werden muss.

Abb. 3: CPM-Index (c-clinical, p-photographical, m-micromorphological)
C/P-Kriterien

1	Anatomische Form
	<ul style="list-style-type: none"> 0 korrekte anatomische Form 1 mangelhafte Umrissgestaltung 2 mangelhafte Füllungskontur 3 Umrissgestaltung und Füllungskontur mangelhaft 4 Fraktur der Füllung oder Füllungsverlust (teilweise oder vollständig) 5 Fraktur der Füllung oder Füllungsverlust bei mangelhafter Füllungskontur und/oder Umrissgestaltung
2	Farbverhalten
	<ul style="list-style-type: none"> 0 entspricht dem des Zahnschmelzes, glänzend 1 entspricht dem des Zahnschmelzes, nicht glänzend 2 zu hell 3 zu dunkel
3	Oberflächenqualität (mind. 2/3 der Gesamtoberfläche)
	<ul style="list-style-type: none"> 0 glatte, homogene Oberfläche 1 glatte, inhomogene Oberfläche 2 raue, homogene Oberfläche 3 raue, inhomogene Oberfläche
4	Abrasion
	<ul style="list-style-type: none"> 0 kein Substanzverlust 1 Substanzverlust entsprechend individueller Muster 2 lokalisierter Substanzverlust 3 ausgeprägter Substanzverlust
5	Randschluss
	<ul style="list-style-type: none"> 0 nicht sondierbarer Füllungsrand 1 sondierbarer Füllungsrand bis 1/3 des Gesamtumfangs 2 sondierbarer Füllungsrand an mehr als 1/3 des Gesamtumfangs 3 Randspalt
6	Stufenbildung
	<ul style="list-style-type: none"> 0 keine Stufenbildung 1 Füllungsüberschuss 2 negative Stufenbildung 3 sowohl positive als auch negative Stufenbildung
7	Verfärbungen des Füllungsrandes
	<ul style="list-style-type: none"> 0 keine Verfärbungen 1 bis 1/3 des Gesamtumfangs erkennbare Verfärbungen 2 mehr als 1/3 des Gesamtumfangs erkennbare Verfärbungen 3 Sekundärkaries mit Kavitation
8	Klinische Akzeptanz
	<ul style="list-style-type: none"> 0 korrekte Füllung 1 geringe Abweichung von der Regel, klinisch akzeptabel 2 klinisch nicht akzeptabel, korrigierbar 3 Füllung sollte aus präventiven Gründen ersetzt werden 4 Füllung muss unverzüglich ersetzt werden

4.6 Statistik

Für die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde das Programm SPSS für Windows Version 19.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois/USA) verwendet. Die statische Auswertung erfolgte mit dem Mann-Whitney-U und dem Wilcoxon Test. Für beide Tests wurden die 2-seitigen exakten p-Werte berechnet und mit 0,05 verglichen. Dies bedeutet, dass ein Unterschied bzw. Zusammenhang mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von weniger als 5 % ($p < 0,05$) als statistisch signifikant gewertet wird.

5 Ergebnisse

Die Ergebnisse der vorliegenden klinischen Studie sind in Abb. 18 (Anhang) dargestellt. Insgesamt war es möglich nach 36 Monaten 70% (n=70) der zu Baseline gelegten Füllungen klinisch zu evaluieren. 30% (n=30) der Füllungen konnten nicht abschließend nachuntersucht werden, da diese Patienten nicht zum Recall erschienen sind (drop-out).

Die Erfolgsrate bei den nach 36 Monaten bewertbaren Füllungen betrug insgesamt 94% (n=66). Aufgrund von Füllungsverlust (2 %, n=1) bzw. erneuter Füllungstherapie wegen einer kariöser Läsion (4 %, n=3) konnten 6 % der klinisch abschließend kontrollierten Restaurationen nicht bewertet werden.

5.1 Klinische Ergebnisse – Baseline

Zur Ausgangsuntersuchung wurden 99 % der Füllungen (n = 100) in allen klinischen Kriterien als optimal bewertet (Code 0). Die geringen Abweichungen, die nach der Füllungslegung festgestellt wurden, bezogen sich auf die Oberflächenqualität der Füllung (Code 1), da diese zwar glatt, aber nicht vollständig homogen war. Diese Bewertung erfolgte ausschließlich in der Untersuchungsgruppe LED / Grandio® (LG), die aber für die Einschätzung der klinischen Akzeptanz keine negativen Auswirkungen hatte.

Die Untersuchungsergebnisse sind aus der Gesamtdatentabelle (Anhang Abb. 18) ersichtlich.

5.2 Klinische Ergebnisse – nach sechs Monaten

Bei der Nachuntersuchung nach sechs Monaten konnten insgesamt 91 der 100 gelegten Füllungen klinisch kontrolliert und nach den C-Kriterien bewertet werden. Dabei zeigte sich an 97% der Füllungen (alle klinischen Kriterien zusammengefasst) die beste Bewertung (Code 0). Lediglich 3% wurden schlechter als zur Ausgangsuntersuchung bewertet, wobei in allen klinischen Kriterien der Code 1 die schlechteste abgegebene Beurteilung war. Hinsichtlich des entscheidenden

Kriteriums „klinischen Akzeptanz“ erhielten 3 % (n=3) Füllungen die Einschätzung „geringe Abweichung von der Regel, aber klinisch akzeptabel“ (Code 1), alle anderen Restaurationen wurden als „korrekte Füllung“ (Code 0) bewertet (Abb. 4).

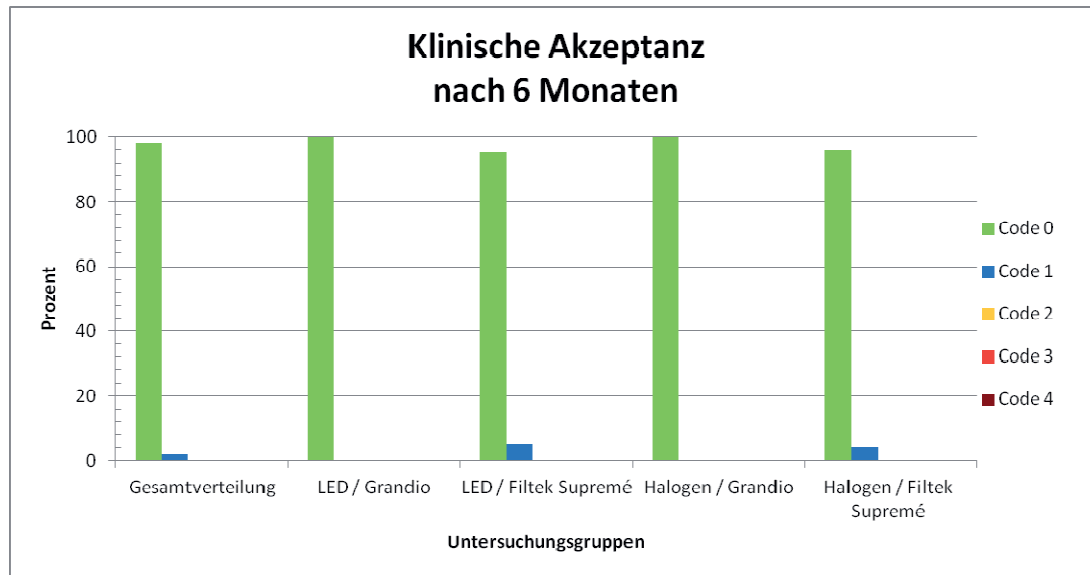


Abb. 4 – Klinische Akzeptanz 6 Monate

Die Kombination LED-Lichthärtelampe / Grandio® konnte als klinisch sehr gut bewertet werden. In dieser Gruppe erhielten von den 20 kontrollierten Füllungen jeweils 5 % (n=1), in den Kategorien Oberflächenqualität und Randschluss den Code 1 (Abb. 5, 6), wobei dies keinen Einfluss auf das globale Kriterium „klinischen Akzeptanz“ hatte (Abb. 4).

Bei der Beurteilung der klinischen Kriterien nach 6 Monaten wurden in der Untersuchungsgruppe LED / Filtek™ Supremé (LS) 20 % (n=4) der Füllungen in mindestens einem klinischen Kriterium mit Code 1 bewertet (Abb. 5, 6, 7). Besonders auffällig in dieser Untersuchungsgruppe war das häufige Auftreten von Verfärbungen des Füllungsrandes bei 20% (n=4) der kontrollierten Füllungen und der entsprechenden Bewertung mit Code 1. Die allgemein häufigere Bewertung mit Code 1 in der Gruppe LED / Filtek™ Supremé wirkt sich auch auf das Kriterium „klinischen Akzeptanz“ mit der Einschätzung „geringe Abweichung von der Regel“ (Code 1) bei 5 % (n=1) der Füllungen aus (Abb. 4).

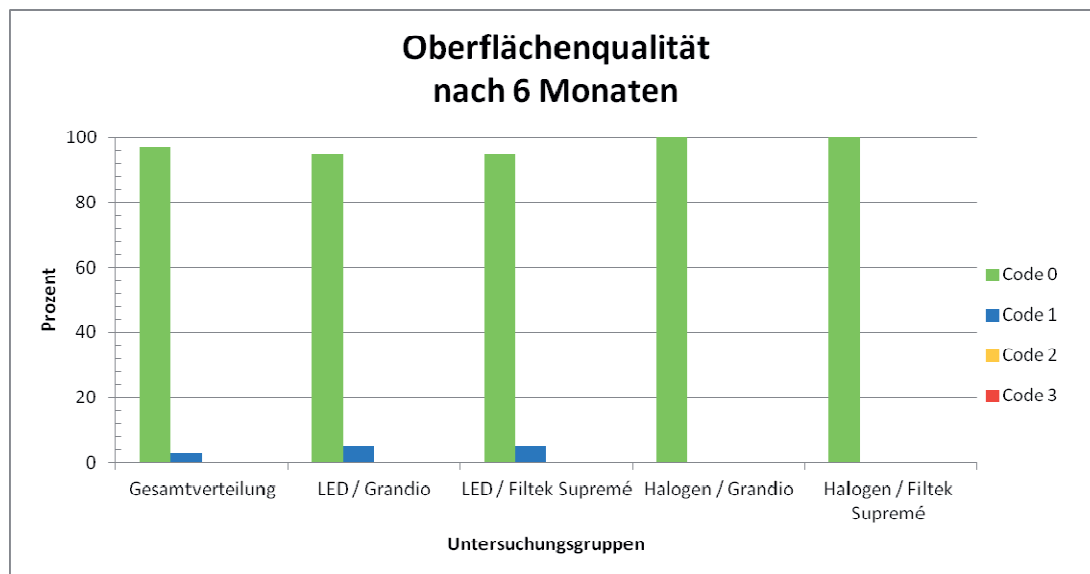


Abb. 5 – Oberflächenqualität 6 Monate

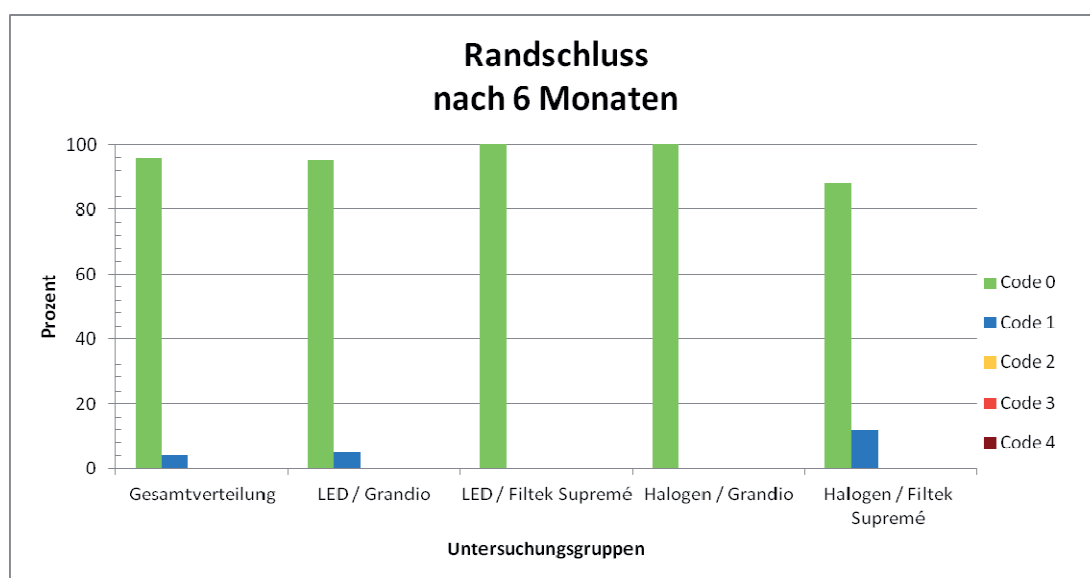


Abb. 6 – Randschluss 6 Monate

Im direkten Vergleich nach 6 Monaten erweisen sich die Ergebnisse in der Kombination Grandio® mit der Polofil Lux (HG) als die besten. In dieser Gruppe haben alle kontrollierten Füllungen in allen klinischen Kriterien die optimale Bewertung (Code 0) erhalten.

In der Untersuchungsgruppe Halogen LHG / Filtek™ Supremé (HS) wurden in der Kontrolle nach 6 Monaten 12 % der Füllungen in mindestens einem klinischen Kriterium mit Code 1 bewertet (Abb. 5, 6, 7). Diese Bewertung hatte auch einen direkten Einfluss aus das Kriterium „klinischen Akzeptanz“ mit der Einschätzung

„geringe Abweichung von der Regel“ (Code 1) für 4 % (n=1) der kontrollierten Füllungen.

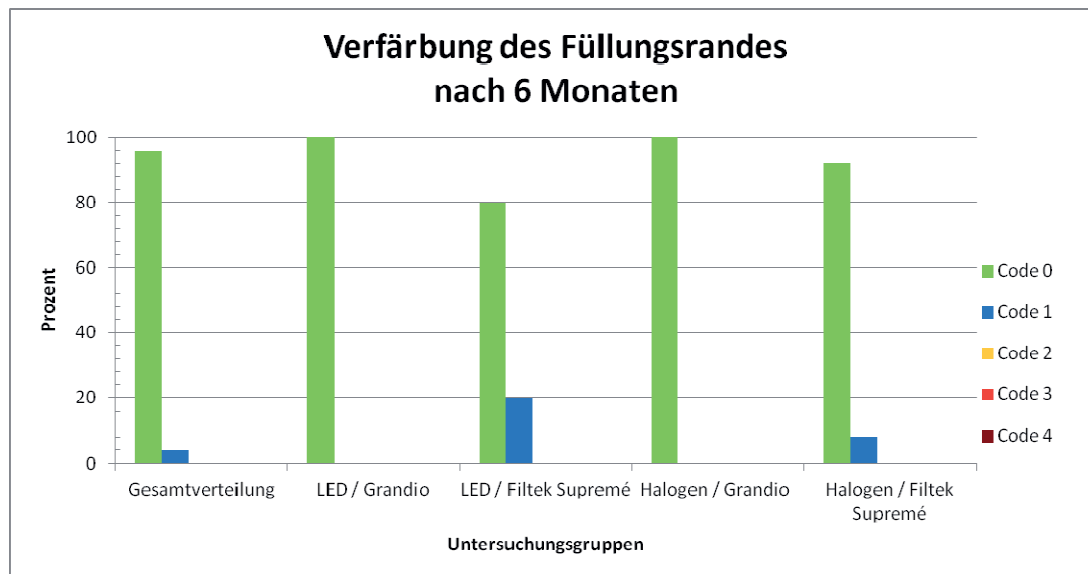


Abb. 7 – Verfärbung des Füllungsrandes 6 Monate

Ein statistisch signifikanter Einfluss des verwendeten LHG auf die klinischen Ergebnisse konnte nicht festgestellt werden. Beim Vergleich der Füllungsmaterialien wird aber deutlich, dass Filtek™ Supremé unabhängig von dem eingesetzten LHG in der klinischen Bewertung etwas schlechter abschneidet, wobei dieser Unterschied ebenfalls nicht signifikant ist.

Insgesamt konnten zwischen den Untersuchungsgruppen keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden. Auch zwischen den Untersuchungszeitpunkten Baseline und sechs Monate war kein signifikanter Unterschied nachweisbar.

5.3 Klinische Ergebnisse – nach zwölf Monaten

Klinisch konnten 90 von 100 gelegten Füllungen nach 12 Monaten kontrolliert werden. Bei der Auswertung zu diesem Zeitpunkt wurden erste klinische Veränderungen deutlich. Unabhängig von dem verwendeten LHG konnten, gegenüber den Untersuchungszeitpunkten Baseline und sechs Monate, zum Untersuchungszeitpunkt 12 Monate hinsichtlich der evaluierten klinischen Parameter für die verwendeten Füllungsmaterialien speziell bezüglich der Kriterien Farbverhalten, Oberflächenqualität und Verfärbung des Füllungsrandes häufiger

Abweichungen von der optimalen Füllungsqualität (Code 1 und Code 2) festgestellt werden. Zwischen den einzelnen Untersuchungsgruppen (LED-Grandio®, LED-Filtek™ Supremé, Halogen-Grandio®, Halogen-Filtek™ Supremé) waren für die klinischen Parameter keine signifikanten Unterschiede nachweisbar. Zusammengefasst, erhielten 96 % der Füllungen hinsichtlich aller untersuchten klinischen Kriterien die beste Bewertung mit Code 0. Der häufigste Mangel in der Beurteilung war eine Abweichung von der Zahnfarbe, wobei es sich hier um die Bewertung des Glanzes in Bezug auf den des Zahnschmelzes (Kriterium „Farbverhalten“) handelt (Code 1) (Abb. 8).

Die Füllungen mit Grandio® und der Polymerisation durch eine LED-Lampe zeigen im Vergleich zum Untersuchungszeitpunkt sechs Monate in der klinischen Bewertung keine Veränderungen.

In der Gruppe LED-PL / Filtek™ Supremé traten häufiger Abweichungen von der Zahnfarbe (24% der Füllungen Code1 und 5 % Code 2 für das Farbverhalten) auf (Abb. 8). Zu dem erhielten in dieser Untersuchungsgruppe 5 % der Füllungen (entspricht einer Füllung) für den Randschluss die Bewertung „Füllungsrand an mehr als 1/3 des Gesamtumfanges sondierbar“ (Code 2), was die schlechteste Beurteilung für einen Füllungsrand bei den 90 kontrollierten Füllungen war (Abb. 9).

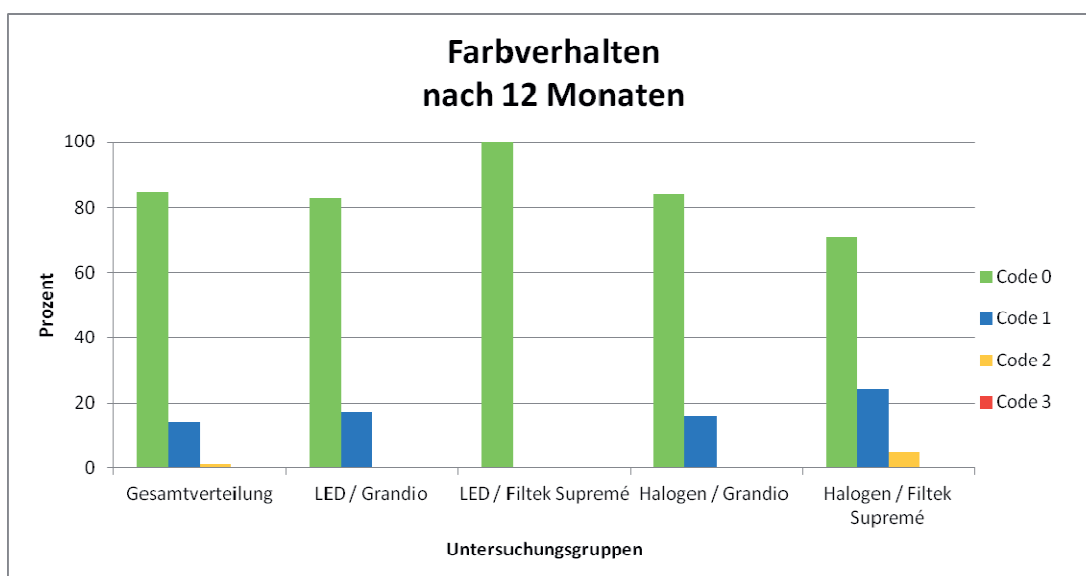


Abb. 8 – Farbverhalten 12 Monate

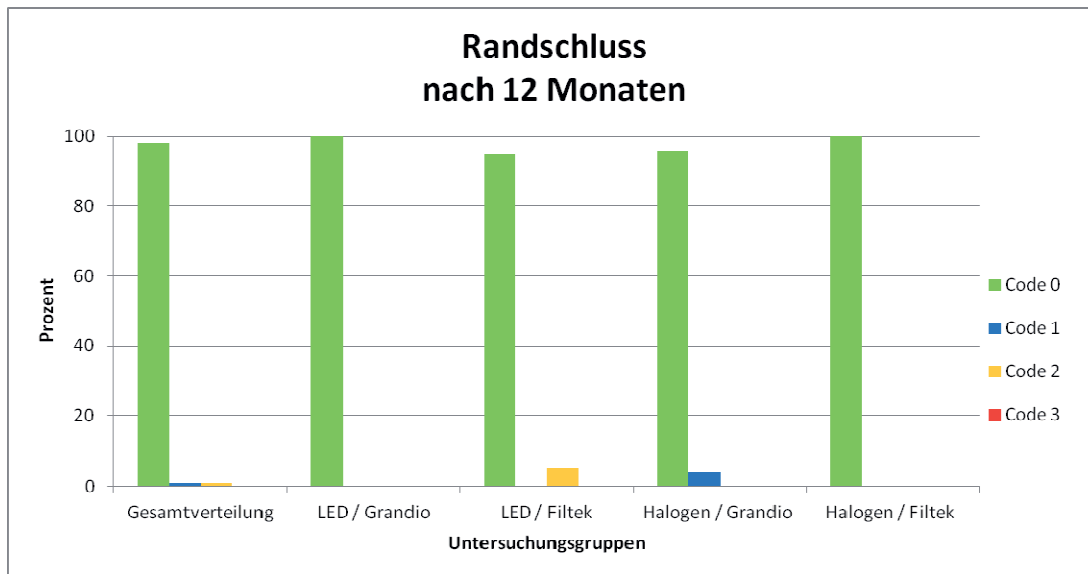


Abb. 9 – Randschluss 12 Monate

Bei der Kombination Grandio® mit dem Halogenpolymerisationsgerät fällt auf, dass zu dem mangelnden Glanz einer Füllung (Abb. 8) auch eine raue, aber homogene Oberfläche (Code 2) auftrat (Abb. 10), was in der klinischen Akzeptanz zu der Bewertung „geringe Abweichung von der Regel, aber klinisch akzeptabel“ (Code 1) führte (Abb. 11).

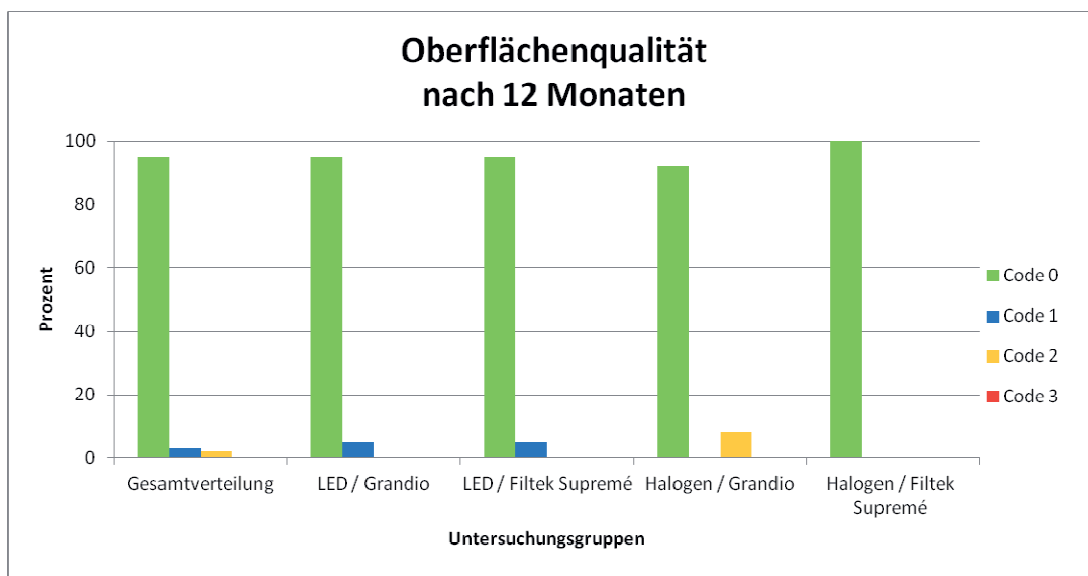


Abb. 10 – Oberflächenqualität 12 Monate

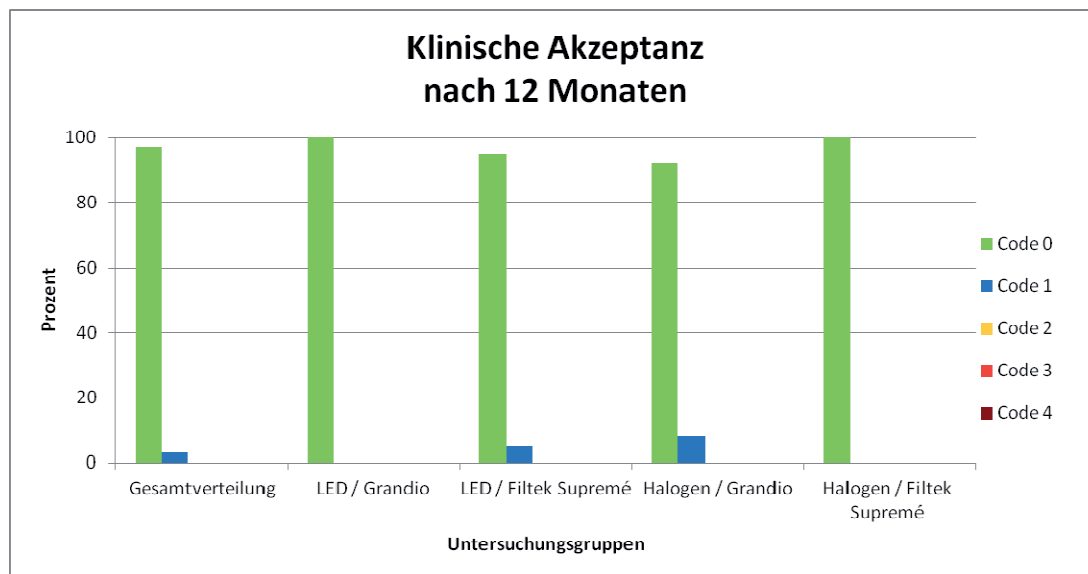


Abb. 11 – klinische Akzeptanz 12 Monate

In der Untersuchungsgruppe Filtek™ Supremé in Kombination mit der Halogen-PL waren Abweichungen von Farbverhalten (n=4) und Verfärbungen des Füllungsrandes (n=2) zu beobachten (Abb. 8, 12). Da diese Veränderung einzeln an den untersuchten Füllungen auftraten, hatte dies, im Gegensatz zu der Gruppe Halogen / Grandio®, keine Auswirkung in der Bewertung der klinischen Akzeptanz (Abb. 11).

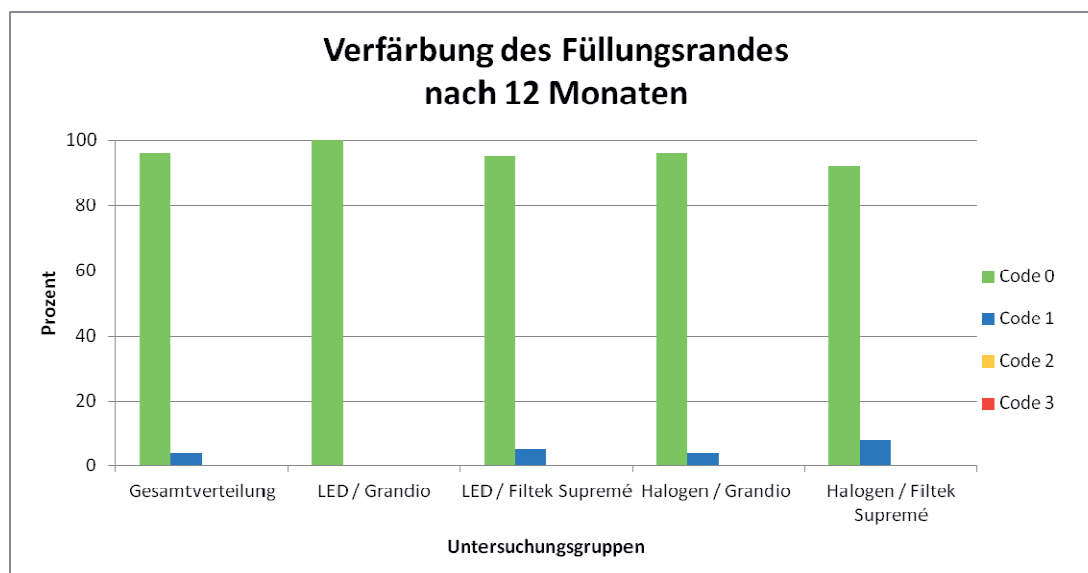


Abb. 12 – Verfärbung des Füllungsrandes 12 Monate

Die wenigen einzelnen Randverfärbungen, die auftraten, konzentrierten sich auf die mit Filtek™ Supremé (Code 1, HS = zwei Füllungen, LS = eine Füllung) versorgten Zähne und die Kombination Halogen / Grandio® (Code 1, HG = eine Füllung) (Abb. 12).

5.4 Klinische Ergebnisse – nach 36 Monaten

Nach 36 Monaten konnten 70, der Baseline 100 gelegten Füllungen kontrolliert und entsprechend der klinischen Kriterien des CPM-Index bewertet werden.

Zu dem Untersuchungszeitpunkt 36 Monate waren für die klinischen Parameter zwischen den einzelnen Untersuchungsgruppen (LED-Grandio®, LED-Filtek™ Supremé, Halogen-Grandio®, Halogen-Filtek™ Supremé) keine signifikanten Unterschiede nachweisbar (Anhang Abb. 18.). Im Vergleich mit den Bewertung nach 12 Monaten konnte nach 36 Monaten jedoch eine signifikante Veränderung aller Bewertungsparameter beobachtet werden (Anhang Abb. 18). In dem entscheidenden Kriterium „klinische Akzeptanz“ wurden aber trotzdem fast alle Füllungen uneingeschränkt als akzeptabel (Code 0 – LG = 53%, LS = 53%, HG = 61%, HS = 58%) bzw. mit kleinen Einschränkungen akzeptabel (Code 1 - LG = 47%, LS = 34%, HG = 39%, HS = 42%) bewertet (Abb. 13).

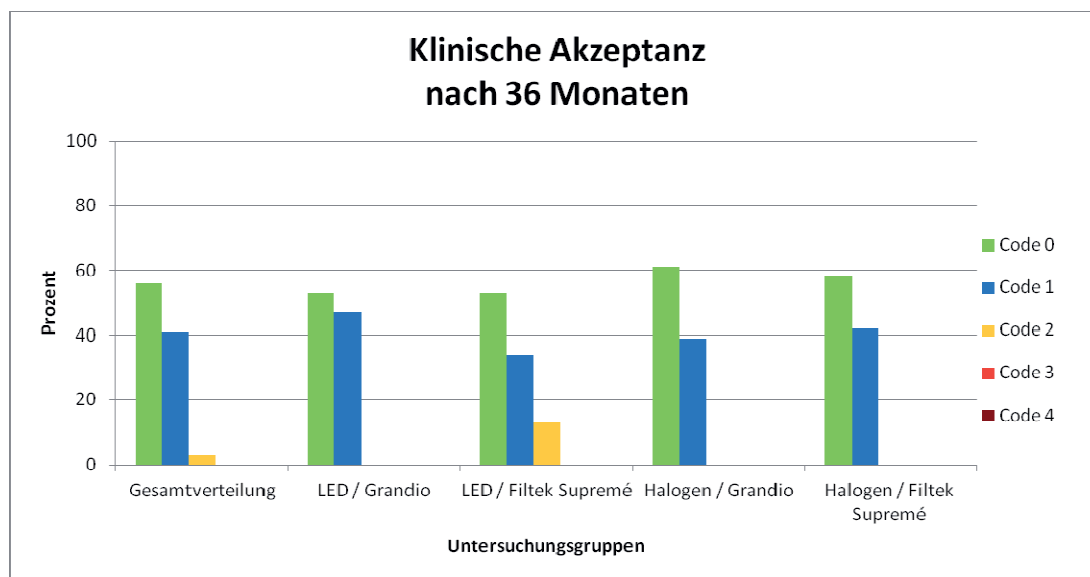


Abb.13 – Klinische Akzeptanz 36 Monate

In der LED / Grandio®-Gruppe wurden in 47 % der Fälle nicht glänzende Füllungsoberflächen (Code 1) beobachtet (Abb. 14), die oft mit einer rauen Oberfläche und auch Inhomogenitäten korrelierten (Abb. 15). In Kombination mit sondierbaren Füllungsrandern führte dies zu einer Abwertung in dem Kriterium „klinische Akzeptanz“ (Abb. 13), wobei jedoch alle untersuchten Füllungen klinisch akzeptabel blieben (Code 0 und Code 1).

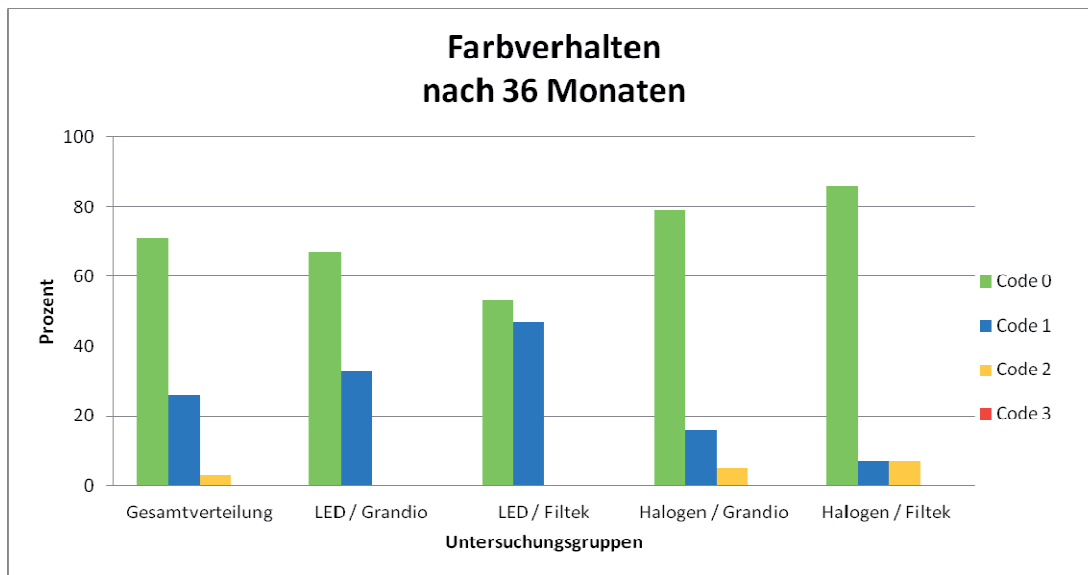


Abb. 14 – Farbveränderungen 36 Monate

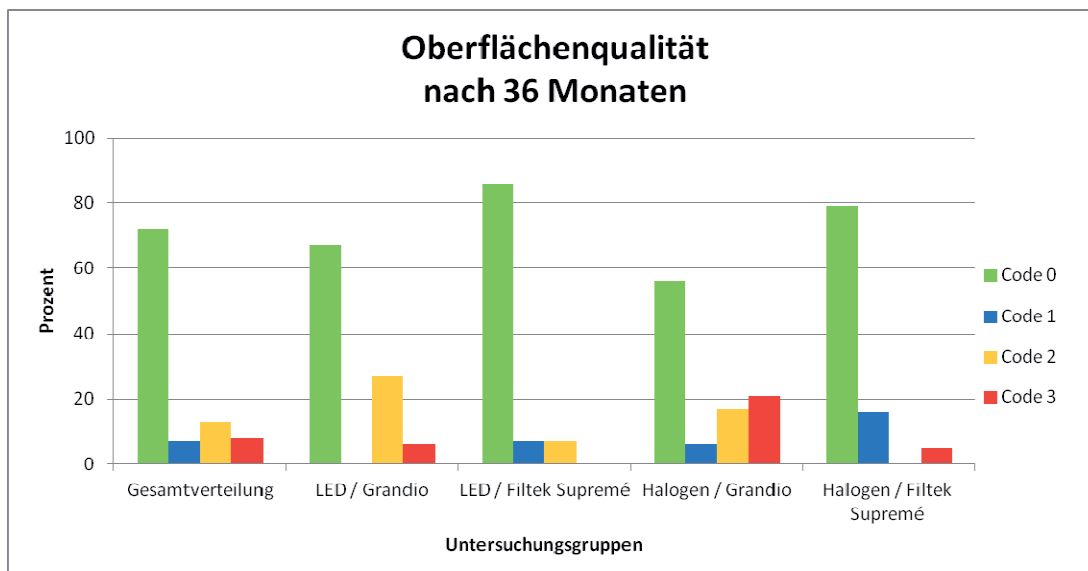


Abb. 15 – Oberflächenqualität 36 Monate

In der klinischen Akzeptanz der Füllung wurden nur in der Kombination LED / Filtek™ Supremé in 13 % der Fälle (n=5) nicht akzeptable, aber korrigierbare Füllungen

festgestellt (Abb. 13). Dies beruht darauf, dass besonders in dieser Untersuchungsgruppe die Bewertung der klinischen Parameter mit Code 2 und schlechter erfolgte. In dieser Untersuchungsgruppe trat auch der einzige Füllungsverlust auf.

In der Evaluation nach 36 Monaten zeigten die Untersuchungsgruppen Halogen / Grandio[®] und Halogen / Filtek[™] Supremé ein generelles Auftreten von Farbveränderungen (nicht glänzende Oberfläche – Code 1), Inhomogenitäten in der Oberfläche und Randverfärbungen (Abb. 14, 15, 17).

Betrachtet man die Bewertung der ermittelten klinischen Kriterien, die für den Langzeiterfolg der Füllungstherapie maßgeblich sind, detaillierter, so stellen sich in Bezug auf das verwendete Lichthärtegerät die Daten wie folgt dar. Ein signifikanter Einfluss der verwendeten Lichtpolymerisationslampe auf die Oberflächenqualität war statistisch während des gesamten Untersuchungszeitraums nicht nachweisbar. Insgesamt wurde für das Kriterium Oberflächenqualität im Vergleich zu 12 Monaten in allen Gruppen signifikant schlechtere Ergebnisse nachgewiesen. Bei diesem Kriterium waren die Veränderungen am deutlichsten sichtbar (Abb. 9, 15). Insgesamt 8% der Füllungen wurden mit Code 3 bewertet (Abb. 15). Betrachtet man für dieses Untersuchungskriterium die Untersuchungsgruppen differenziert nach den Füllungsmaterialien so wurde Grandio[®] signifikant schlechter bewertet als Filtek[™] Supremé.

Hinsichtlich des Parameters Randschluss konnte ebenfalls kein statistischer Einfluss des Lichthärtegerätes auf das Untersuchungsergebnis nachgewiesen werden. Nach 36 Monaten wurde überwiegend Code 0 (70%) und Code 1 (27%) evaluiert (Abb. 16), d. h. eine signifikante Veränderung zum Untersuchungszeitpunkt 12 Monate (Code 0 = 98%) war nachweisbar. Die häufigere Bewertung mit Code 1, was einem bis zu 1/3 sondierbaren Füllungsrand entspricht, weist auf eine Abnahme der Füllungsrandqualität im Laufe des Beobachtungszeitraumes hin (Abb. 16).

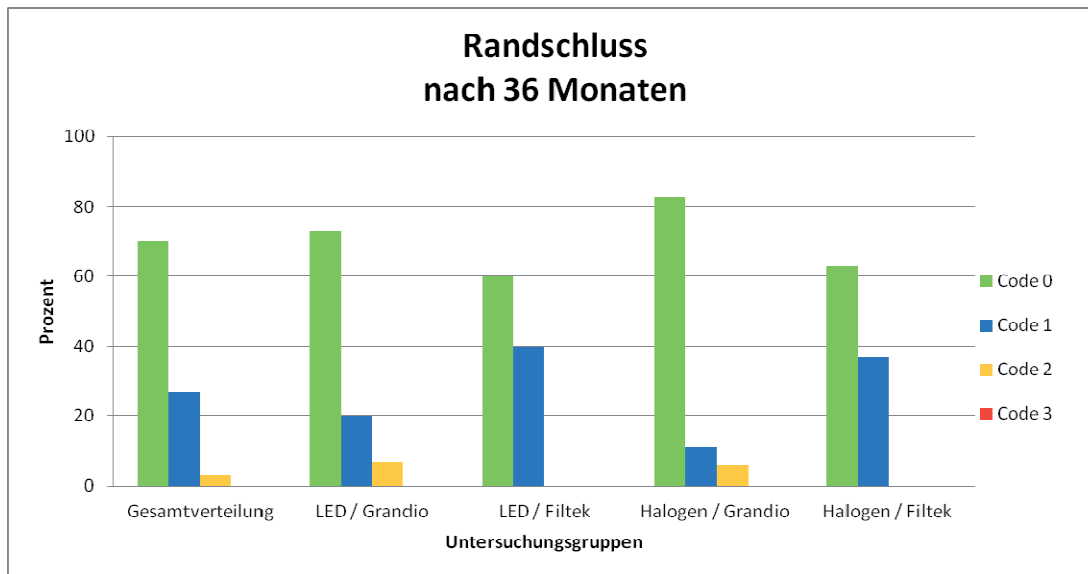


Abb. 16– Randschluss 36 Monate

Auch bezüglich des Kriteriums Randverfärbung hatte während des gesamten Untersuchungszeitraums die Art des verwendeten Lichthärtegerätes keinen signifikanten Einfluss auf das Untersuchungsergebnis. Insgesamt konnte im Zeitraum von 12 auf 36 Monate eine deutliche Zunahme der Füllungen mit Code 1 Bewertung (12 Monate = 4%, 36 Monate = 30%) beobachtet werden (Abb. 11, 17). Insgesamt hatte aber die verwendete Lichtpolymerisationslampe keinen statistisch nachweisbaren Einfluss.

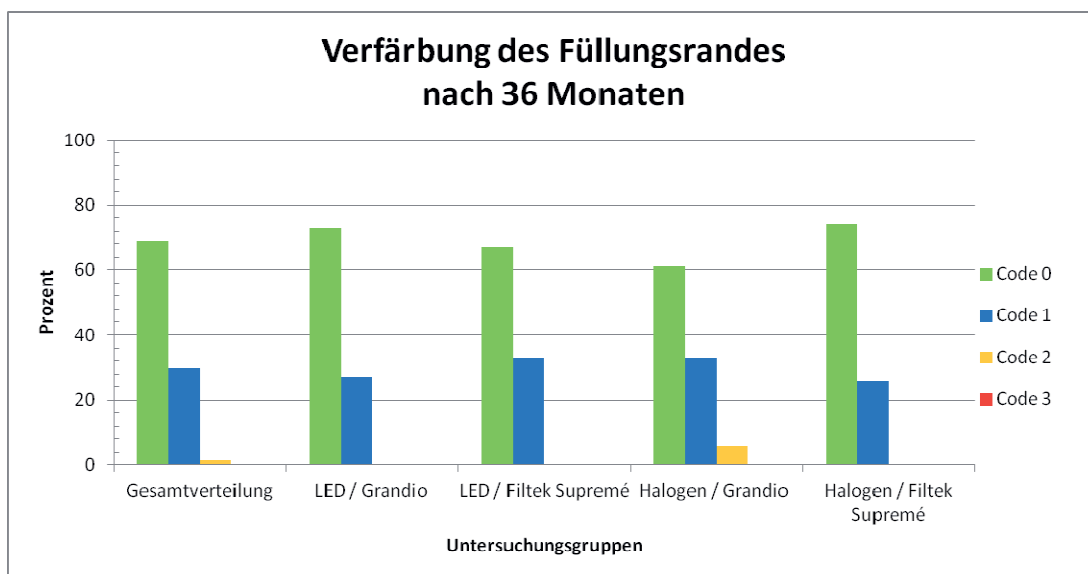


Abb.17 – Verfärbung des Füllungsrandes 36 Monate

Für das globale Kriterium klinische Akzeptanz war ebenfalls kein statistischer Unterschied zwischen den verwendeten Lichthärtegeräten nachweisbar. Nach 36 Monaten konnten fast alle Füllungen als uneingeschränkt akzeptabel (Code 0 = 56%) bzw. mit kleinen Einschränkungen akzeptabel (Code 1 = 41%) bewertet werden (Abb. 13).

Insgesamt konnte dokumentiert werden, dass sich sowohl nach 12 als auch nach 36 Monaten kein Einfluss des Verfahrens der Lichtpolymerisation, LED oder Halogen, auf den klinischen Erfolg der Füllungen nachweisen lässt.

6 Diskussion

Klinische Studien stellen eine entscheidende Säule dar, um die therapeutische Sicherheit von Füllungsmaterialien und speziell auch die technischen Neuerungen des Polymerisationsprozesses überprüfen zu können. So können In-Vitro-Studien gute Informationen zu verschiedenen Werkstoffeigenschaften und dem Verhalten unter Laborbedingungen liefern, aber nur die klinische Anwendung kann letztlich über die Eignung einer angewendeten Polymerisationstechnik bzw. des entsprechenden Komposites am Patienten entscheiden (Ernst et al. 2006, Cetin und Unlu 2009, Lynch et al. 2014).

Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss der Lichtpolymerisation auf die Langzeitstabilität von Kompositfüllungen im Seitenzahngebiet zu untersuchen. Aus diesem Grund kamen bei der Durchführung der Studie Polymerisationsgeräte zum Einsatz, die in anderen In-Vitro-Untersuchungen ihre Zuverlässigkeit bewiesen hatten (Uhl et al. 2004, Uhl et al. 2006, Sigusch et al. 2009).

Die Halogen-Lichtpolymerisation (HLP) war seit ihrer Einführung Ende der 1970er Jahre viele Jahrzehnte die Standard Polymerisationstechnik für lichthärtende Materialien in der Zahnmedizin. Bekannte Nachteile der Halogen-Technologie, wie schnell nachlassende Lichtleistung und geringe Effizienz sowie die fehlende Etablierung anderer Polymerisationssysteme, wie Plasma- oder Laser-Licht, führten zur Suche nach ökonomisch sinnvollen Alternativen (Jandt und Sigusch 2014). So ergab sich mit der Verfügbarkeit entsprechend leistungsstarker LEDs und der Überwindung anfänglicher technischer Schwierigkeiten mit der LED-Lichtpolymerisation Anfang der 2000er Jahre eine neue Option für den klinischen Einsatz in der Zahnmedizin (Jandt und Mills 2013). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie konnten im klinischen Einsatz keine wesentlichen Unterschiede zwischen der neuen LED- und der alten Halogentechnologie ermitteln.

Die LED-Lichtpolymerisationsgeräte zeichnen sich durch eine annähernd lebenslang stabil emittierte Lichtleistung bzw. Lichtspektrum aus. Ein weiterer Vorteil gegenüber den Halogen- Geräten ergibt sich aus der höheren Lichtleitung, die mit modernen LEDs realisiert werden kann. Dem gegenüber ist für die Halogen-LPG bekannt, dass schon nach kurzer Zeit, bautechnisch bedingt, ein Verlust an Lichtleistung eintreten

kann. Aufgrund dieser Faktoren ist das verwendete Lichthärtegerät selbst und dessen richtiges Handling eine entscheidende Komponente für die adäquate Polymerisation der Füllungskomposite und letztlich der klinischen Langzeitstabilität. In der vorliegenden Studie wurde besonderer Wert auf eine sorgfältige und regelrechte Polymerisation gelegt und sowohl für den LED-Prototyp als auch für das Halogengerät erfolgte zu Beginn der Untersuchung eine Überprüfung der Leistungsparameter.

Aus der konsequenten Weiterentwicklung der Polymerisationstechnik und auch der Komposite ergibt sich prinzipiell aber ein Problem für die Durchführung klinischer Langzeitstudien.

Einige aktuelle Materialien sind oft schon nach kurzer Zeit, wenn erste klinische Langzeitergebnisse vorliegen, nicht mehr kommerziell verfügbar, da sie inzwischen durch Weiter- bzw. Neuentwicklungen ersetzt wurden (Kramer et al. 2009). Auch in der vorliegenden Studie wurde beispielsweise das Komposite Filtek™ Supremé getestet, welches inzwischen weiterentwickelt werden konnte und im Markt bereits durch Filtek™ Supremé XTE ersetzt wurde.

Inzwischen sind auch einige In-Vitro- Studien zur Polymerisation von Kompositen mit LED-basierten Geräten publiziert worden (Jandt et al. 2000, Stahl et al. 2000, Mills et al. 2002, Uhl et al. 2003, Uhl et al. 2004, Wiggins et al. 2004, Polydorou et al. 2008, Barabanti et al. 2013).

So konnte unter Laborbedingungen gezeigt werden, dass die LED-LPL in der Lage sind, Komposite genau so gut oder sogar besser zu polymerisieren wie Halogen-LPL (Jandt et al. 2000, Stahl et al. 2000, Uhl et al. 2003, Owens 2006, Attar und Korkmaz 2007, Campregher et al. 2007, Yaman et al. 2011).

Das war auch ein Anlass für die vorliegende Studie, die LED-Polymerisation mit der Halogentechnik unter klinischen Bedingungen zu vergleichen. Bisher wurde erst in einer klinischen Studie geprüft, ob die Art der Lichtpolymerisation (LED oder Halogen) einen Einfluss auf den klinischen Erfolg von Kompositfüllungen hat (Yazici et al. 2010).

In dieser Untersuchung waren zu dem ausschließlich Kompositfüllungen an kariesfreien zervikalen Läsionen einbezogen.

Andere Untersuchungen befassen sich lediglich mit der adhäsiven Befestigung kieferorthopädischer Brackets mittels LED- und Halogen-Polymerisation

(Krishnaswamy und Sunitha 2007, Koupis et al. 2008, Mirabella et al. 2008). In allen diesen Untersuchungen wird zwar auf die klinische Zuverlässigkeit der LED-Technologie hingewiesen, eine evidenzbasierte Aussage zur klinischen Sicherheit der LED Lichtpolymerisation ist aber auf Basis dieser geringen Datenlage bisher nicht möglich. Daraus ergab sich speziell auch die Notwendigkeit für das Konzept der vorliegenden Langzeitstudie, die die LED basierte Polymerisation klinisch mit dem bisherigen Gold Standard der Halogen Lichthärtegeräte, insbesondere auch für die Anwendung im Seitenzahnbereich, vergleicht.

Die vorliegenden klinischen Ergebnisse zeigen, dass sowohl mit einem LED-Polymerisationsgerät als auch mit einem Halogengerät eine adäquate Komposittherapie von Seitenzahnkavitäten möglich ist.

Das in der vorliegenden Studie verwendete LED-Gerät ist ein Prototyp aus dem Institut für Materialwissenschaften und Werkstofftechnologien der Universität Jena. Mit dem PoloFil Lux Gerät kam ein typischer Vertreter der halogenbasierten LHG zum Einsatz (Filipov und Vladimirov 2006).

Mit beiden Geräten konnte bereits in vitro im direkten Vergleich gezeigt werden, dass Komposit sicher polymerisierbar ist (Uhl et al. 2004, Uhl et al. 2006). Zu dem emittieren beide Geräte eine ähnliche Lichtleistung (LED Prototyp 901 mW/cm²; Halogen LHG 860 mW/cm²) und eine ähnliches Lichtspektrum (LED Prototyp 458 nm; Halogen LHG 450-485 nm), so dass kein technischer Vorteil für die eine oder andere Polymersiationstechnik besteht und ein derartiger Einfluss auf die klinischen Ergebnisse zu vernachlässigen ist. Zusätzlich weisen die Lichtleiter beider LHG einen vergleichbaren Durchmesser auf (LED Prototyp 8,0 mm; Halogen LHG 7,3 mm)

In verschiedenen Untersuchungen wurde bereits gezeigt, dass Halogen-Polymerisationsgeräte alle Kompositmaterialien suffizient polymerisieren können. Der hauptsächlichste Nachteil dieser Technik besteht allerdings in der technischen Ausführung mit einer Halogenlampe, die ihre volle Leistung nur für weniger als 100 Stunden behält und dem zusätzlich hohen Verschleiß von Reflektoren und Filter. Mit steigender Nutzungsdauer führt dies insgesamt zu einer stetigen Abnahme der Polymerisationseffizienz des Halogen-Lichtpolymerisationsgerätes.

Insgesamt besteht die Gefahr, dass eine suffiziente Lichtpolymerisation auf Dauer so nicht zu gewährleisten ist (Malhotra und Mala 2010, Jadhav et al. 2011).

Die Überprüfung von Halogen-Polymerisationsgeräten in verschiedenen Zahnarztpraxen hat gezeigt, dass viele dieser Lichtpolymerisationslampen oft nicht mehr die optimale Lichtleistung aufwiesen (Al Shaafi et al. 2011). In der vorliegenden Studie wurde aus diesem Grund eine fabrikneue Halogen-LPL (PoloFil Lux, VOCO) verwendet. Ebenfalls wurden die Funktion und Leistung des verwendeten Gerätes vor jeder Anwendung überprüft.

Die LED Lichtpolymerisation zeichnet sich durch eine Reihe von Vorteilen aus. Das emittierte Licht ist auf einen relativ engen Spektralbereich beschränkt, so dass der Einsatz von Filtern entfällt. Derartige Filter altern im Einsatz und bergen die Gefahr, dass sich das Emissionsspektrum verändert, wie es aus Untersuchungen zur Halogen-Lichtpolymerisation bekannt ist. Zu dem deckt sich das Maximum des emittierten Lichtes bei dem LEDs sehr genau mit dem Absorptionsmaximum von Campherchinon, dem häufigsten Fotoinitiator in lichthärtenden dentalen Materialien (Jandt et al. 2000, Jandt und Sigusch 2014). Durch diese optimale Abstimmung der LEDs auf das Lichtspektrum der Photoinitiatoren der Komposite kann auch die Lichtausbeute sehr effektiv zu deren Aktivierung genutzt werden (Stahl et al. 2000, Mills et al. 2002, Hervas-Garcia et al. 2006, Malhotra und Mala 2010, Jadhav et al. 2011, Rencz et al. 2012).

Damit wird die Überlegenheit der LED-Polymerisation hinsichtlich der Effizienz deutlich, da praktisch das gesamte emittierte Licht für die Polymerisation der Verfügung steht und nicht wie bei den Halogen-Lampe durch Wärme und Filter z.T. verloren geht. Zu dem ist es mit den modernen LED-Polymerisationsgeräten möglich, die Polymerisationszeit gegenüber den Halogen-Geräten zu verkürzen (Wiggins et al. 2004).

Durch die geringe Wärmeentwicklung und den sehr geringen Stromverbrauch der LEDs kann auf eine aktive Kühlung weitgehend verzichtet werden, was eine kompaktere Bauweise der Polymerisationsgeräte und einen Akkubetrieb ermöglicht. Einer der wichtigsten Vorteile der LEDs ist aber in ihrer Lebensdauer von ca. 100.000 Stunden zu sehen, in der das Emissionsspektrum weitgehend stabil bleibt (Haitz et al. 1995, Jandt und Mills 2013), während bei den Halogen-Lampen bereits nach 50-100 Stunden Betriebsdauer deutliche Abweichungen auftreten (Cayless et al. 1996, Jandt und Sigusch 2014).

Ein Problem für die LED-Lichtpolymerisation stellte anfangs das Vorhandensein von Co-Photoinitiatoren dar, da das Absorptionsspektrum zum Teil von den LEDs nicht vollständig abgedeckt werden konnte (Uhl et al. 2003). Mit der Einführung von „Polywave“-LED-Chips, die Licht in mehreren Wellenlängenbereichen emittieren, konnte dieses Problem aber gelöst werden, so dass es bei modernen LED-Lichtpolymerisationsgeräten keine Rolle mehr spielt (Santini et al. 2012).

Das oben beschriebene Problem mit den Co-Photoinitiatoren, wie Lucirin TPO®, Phenyl-Propan- Dion (PPD) und Bisacylphosphinoxid, betrifft zu dem hauptsächlich die Bleach- und Transparentfarben von Kompositen, da hier der gelbliche Farbeffekt des Campherchinon unerwünscht bzw. störend ist und die Konzentration von Campherchinon reduziert bis ganz eliminiert wird (Mahn 2013).

In der vorliegenden Studie spielte diese Problematik für die eingesetzten Komposite aber nur eine untergeordnete Rolle, da es sich ausschließlich um Kompositfüllungen im Seitenzahngebiet handelte und somit keine Bleach- oder Transparentfarben zum Einsatz kamen.

Der in der vorliegenden Studie verwendete LED Prototyp hatte in vitro bereits gezeigt, dass Komposite unterschiedlicher Farbe suffizient polymerisierbar sind (Uhl et al. 2004).

So konnte nachgewiesen werden, dass der in der vorliegenden Studie verwendete LED Prototyp in der Lage ist, verschiedenste Komposite auch unterschiedlicher Zahnfarbe gleich gut bis zum Teil besser zu polymerisieren als mit dem Halogen-Polymerisationsgerät Polofil Lux. Für die Auswahl der Polymerisationsgeräte der vorliegenden Arbeit waren die Untersuchungsergebnisse von Uhl et al. ein ausschlaggebendes Kriterium.

Mit den in der vorliegenden Studie verwendeten Kompositen Grandio® und Filtek™ Supremé kamen zwei Materialien zum Einsatz, die bereits in verschiedenen In-Vitro-Untersuchungen aber auch in klinischen Studien untersucht wurden (Ernst et al. 2006, Curtis et al. 2009a, Curtis et al. 2009b, Hahnel et al. 2010, Yazici et al. 2010, Kramer et al. 2011, Palaniappan et al. 2011, Benetti et al. 2014, Celik et al. 2014). Beide Materialien gehören zu den Nanokompositen, die die guten mechanischen Eigenschaften der klassischen Hybridkomposite mit den positiven Oberflächeneigenschaften, wie gute Polierbarkeit und geringe Oberflächenrauigkeit,

der Mikrofüllerkomposite vereinen (Mitra et al. 2003, Zimmerli et al. 2010, Rencz et al. 2012).

Grandio® und Filtek™ Supremé unterscheiden sich jedoch in ihrem strukturellen Aufbau. Während es sich bei Filtek™ Supremé um ein Nanofüllerkomposit handelt, das aus einer Kombination von Nanomeren und Nanoclustern besteht, gehört Grandio® zu den Nanohybridkompositen, wo neben den konventionellen Füllstoffen freie, nicht zusammenhängende Nanofüllkörper homogen in der Matrix verteilt sind und für eine optimale Raumausfüllung sorgen.

Baseline konnten fast alle 100 Füllungen in den acht erhobenen klinischen Kriterien als optimal mit Code 0 bewertet werden. Lediglich eine Füllung in der Untersuchungsgruppe LED / Grandio® zeigte im Kriterium „Oberflächenqualität“ mit Code 1 eine leichte Abweichung, die aber für die „klinische Akzeptanz“ unbedeutend war.

Bei der Kontrolluntersuchung nach sechs Monaten zeigten sich bei den untersuchten Füllungen vereinzelt erste Veränderungen. So wurden bei dieser Nachuntersuchung bereits Abweichungen im Farbverhalten, bei der Oberflächenqualität der Füllungen, beim Randschluss sowie Verfärbungen des Füllungsrandes festgestellt. Dabei erhielten aber lediglich 4% der Füllungen in mindestens einem klinischen Kriterium eine schlechtere Bewertung als zur Ausgangsuntersuchung, wobei Code 1 dabei die schlechteste abgegebene Beurteilung war. Die erhobenen Daten decken sich mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen zu Kompositversorgungen im Seitenzahngebiet (Cetin und Unlu 2009, Celik et al. 2010, Sadeghi et al. 2010) und entsprachen somit den Erwartungen. Gleichzeitig konnte bereits zu diesem Zeitpunkt gezeigt werden, dass die vorliegende Studie in dem gewählten Studiendesign klinisch durchführbar ist.

In der vorliegenden Studie weisen Grandio® und Filtek™ Supremé hinsichtlich der klinischen Charakteristiken (CPM-Index) nur geringfügige Unterschiede zu den Zeitpunkten der klinischen Evaluation nach 12 und 36 Monaten auf.

Im Vergleich der Untersuchungszeitpunkte 12 Monate und 36 Monate wurde jedoch eine signifikante Veränderung der klinischen Parameter beobachtet.

Bei beiden Materialien wurden, unabhängig von dem verwendeten Lichthärtegerät, eine deutliche Zunahme von Farbveränderungen und Randverfärbungen sowie eine Verschlechterung der Oberflächenqualität festgestellt.

Wie auch aus anderen klinischen Untersuchungen bekannt ist, führt die steigende Tragedauer von Kompositfüllungen zu einer Verschlechterung der Füllungsqualität, besonders hinsichtlich der klinischen Kriterien Farbverhalten, Oberflächenqualität, Verfärbung des Füllungsrandes und Randschluss (Ernst et al. 2006, Kiremitci et al. 2009, Schirrmeister et al. 2009, Kramer et al. 2011, Laegreid et al. 2012). Die Ergebnisse der vorliegenden klinischen Studie entsprechen somit insgesamt den Erwartungen, da auch die modernen Nanofüllerkomposite mit der Tragedauer einem gewissen Verschleiß unterliegen (Palaniappan et al. 2011).

Die dokumentierte Farbveränderung, einer nicht glänzenden Oberfläche, bei beiden Füllungsmaterialien unabhängig von der verwendeten Polymerisationstechnik ist eine normale Veränderung von Kompositen über einen längeren Zeitraum (Ernst et al. 2006, Schirrmeister et al. 2009, Kramer et al. 2011, Laegreid et al. 2012). Komposite werden mit der Zeit etwas rauer, da die Oberfläche ständigen erosiven und abrasiven Angriffen ausgesetzt ist. Zuerst zeigt sich das meist, in dem der Glanz der Oberfläche verloren geht. Dies ist auch insgesamt das am meisten sensitive und sichtbare Merkmal für die zeitabhängigen Oberflächenveränderungen (Cavalcante et al. 2009, Heintze et al. 2010).

Das in der vorliegenden Untersuchung unabhängig von der Polymerisationstechnik (LED oder Halogen) häufigere Vorkommen einer nicht glänzenden Oberfläche beim Komposite Grandio® lässt sich auch mit dessen Oberflächenmorphologie erklären. Die Materialeigenschaft wie die Füllergröße beeinflussen letztlich die Oberflächentextur und somit die Rauigkeit und den Glanz (Cavalcante et al. 2009, Heintze et al. 2010, Janus et al. 2010).

In-Vitro- Untersuchungen zur Oberflächenrauigkeit haben gezeigt, dass bei Grandio® während der Politur z.T. größere Fülleranteile aus der Oberfläche herausgelöst werden und sich so die Rauigkeit insgesamt erhöht (Janus et al. 2010). Ein ähnlicher Vorgang könnte auch während der Gebrauchsperiode zu einem Glanzverlust führen. Filtek™ Supremé hingegen ist aufgrund seiner Materialstruktur homogener, die Oberfläche ist sehr glatt und der Verschleiß macht sich optisch weniger bemerkbar (Janus et al. 2010).

Bei fortschreitendem Verschleiß könnten diese besonderen Struktureigenschaften von Grandio® dazu führen, dass die Oberflächen stärker rau und auch inhomogen erscheinen. Bei beiden Kompositen konnte solche Oberflächenveränderungen nach

36 Monaten beobachtet werden, wobei diese bei Grandio® häufiger auftraten als bei Filtek™ Supremé.

Allerdings konnte anhand der vorliegenden Daten im Beobachtungszeitraum von 12 und 36 Monaten kein Einfluss des verwendeten Lichtpolymerisationsgerätes nachgewiesen werden. Es ist deshalb zu vermuten, dass der signifikante Unterschied im Bewertungskriterium Oberflächenqualität zwischen Filtek™ Supremé und Grandio® wahrscheinlich in den unterschiedlichen Materialeigenschaften zu suchen ist.

In allen Untersuchungsgruppen sind nach 36 Monaten Verfärbungen des Füllungsrandes und eine Verschlechterung des Randschlusses ermittelt worden. Ein Einfluss des verwendeten LED- oder Halogen-Lichthärtegerätes konnte allerdings nicht beobachtet werden.

Randverfärbungen sind ein erstes Zeichen für eine Abnahme der marginalen Integrität von Kompositfüllungen und führen mit zunehmender Tragedauer zu sondierbaren Füllungsändern und Randspalten. Oftmals sind Verfärbungen auch schon mit derartigen Veränderungen des Randschlusses kombiniert (Schirrmeister et al. 2009, Yazici et al. 2010, Laegreid et al. 2012).

Die in der vorliegenden Studie festgestellten Randverfärbungen wurden auch in anderen klinischen Untersuchungen beobachtet. Auch hier wurde mit der Zunahme des Beobachtungszeitraumes ein deutlich höherer Anteil an Randverfärbungen ermittelt (Ernst et al. 2006, Schirrmeister et al. 2009, Yazici et al. 2010, Kramer et al. 2011, Laegreid et al. 2012).

Die marginale Integrität der Füllungen ist entscheidend für den klinischen Langzeiterfolg von Kompositfüllungen. Eine Verschlechterung des Randschlusses, z.B. durch sondierbare Füllungsänderungen oder das Auftreten von Randspalten können langfristig zum Versagen der Restauration durch Füllungsverlust oder Sekundärkaries führen.

Die in der vorliegenden Studie nach 36 Monaten beobachteten Randveränderungen entsprechen aber insgesamt auch den Ergebnissen anderer klinischer Untersuchungen und sind wahrscheinlich nicht auf das verwendete Lichtpolymerisationsverfahren zurückzuführen. Auch dort zeigen die Kompositfüllungen bei der Langzeitbeobachtung eine gewisse Reduktion der

marginalen Integrität (Schirrmeister et al. 2009, Yazici et al. 2010, Kramer et al. 2011, Laegreid et al. 2012).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie weisen bei der Evaluation der Randverfärbungen und des Randschlusses nach 12 und 36 Monaten keinen signifikanten Unterschied zwischen der LED- bzw. Halogen-Polymerisation auf.

Auch zwischen den verwendeten Füllungsmaterialien, Grandio® und Filtek™ Supremé, konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Diese Resultate entsprechen auch dem Untersuchungsergebnis der bisher einzigen klinischen Studie zur Kompositapplikation unter Verwendung der LED- bzw. Halogen-Lichtpolymerisation (Yazici et al. 2010), wobei hier ausschließlich nicht kariöse zervikale Läsionen mit Kompositfüllungen versorgt wurden. Somit lässt sich überzeugend diskutieren, dass sich beide Polymerisationsverfahren in der klinischen Anwendung nicht unterscheiden. Eine gesicherte Evidenz ist allerdings aufgrund der geringen Datenlage bisher noch nicht gegeben.

Das umfassende Kriterium „klinische Akzeptanz“ kann eine Gesamteinschätzung der evaluierten Füllungen liefern (Gaengler et al. 2001, Rezwani-Kaminski et al. 2002). Unabhängig von dem verwendeten Lichthärtegerät zeigen Grandio® und auch Filtek™ Supremé mit insgesamt 97% klinisch akzeptabler Füllungen nach 36 Monaten eine hohe klinische Sicherheit.

Beide Füllungsmaterialien weisen im Vergleich mit anderen klinischen Studien ähnlich gute Ergebnisse auf (Ernst et al. 2006, Kramer et al. 2009, Palaniappan et al. 2011, Celik et al. 2014). Nach Analyse der Untersuchungsergebnisse der vorliegenden Untersuchung konnte insgesamt kein Einfluss der Lichthärtelampe auf die klinische Akzeptanz der Füllungen ermittelt werden.

Verschiedene Argumente, wie weitgehende Verschleißfreiheit der LED's, hohe Lichtausbeute, handlichere Bauweise im Vergleich zu den Halogen-Geräten, sprechen für den zunehmenden klinischen Einsatz der LED-Lichtpolymerisation.

Die vorliegende klinische Studie zeigt, dass die Polymerisation von Kompositen mit der LED Technik den konventionellen Halogen-basierten Geräten im klinischen Einsatz mindestens ebenbürtig ist.

Ein Einfluss der Art der Lichtpolymerisation, LED im Vergleich zu Halogen, auf das klinische Langzeitergebnis war in der vorliegenden Studie nicht nachweisbar.

Anhand der vorliegenden Daten kann insgesamt festgestellt werden, dass das LED-Polymerisationsgerät klinisch eine ebenso sichere Aushärtung und Standfestigkeit der Kompositfüllung ermöglicht wie es bisher die Halogen-Lichtpolymerisation lieferte. Ebenso zeigten die verwendeten Kompositmaterialien, Grandio® und Filtek™ Supremé, eine hohe klinische Langzeitstabilität bei der Anwendung in Klasse I und II Kavitäten.

7 Schlussfolgerungen

- Die vorliegende klinische Studie zeigt, dass die LED- Lichtpolymerisation dem konventionellen Halogen-basierten Vorgehen im klinischen Einsatz ebenbürtig ist.
- Die verwendeten Nanohybridkomposite, Grandio® und Filtek™ Supremé, weisen unabhängig von der Art der Lichtpolymerisation eine hohe klinische Langzeitstabilität bei der Anwendung in Klasse I und II Kavitäten in einem Beobachtungszeitraum von 36 Monaten auf.
- Anhand der klinischen Daten konnte dokumentiert werden, dass die Art der Lichtpolymerisation, LED oder Halogen, keinen Einfluss auf die Qualität der Füllungen im Beobachtungszeitraum von 36 Monaten hat.
- Weitere klinische Untersuchungen sollten durchgeführt werden, um die LED-Technologie in ihrer Praktikabilität und Zuverlässigkeit weiter zu beobachten und um Neuentwicklungen möglichst schnell in die klinische Praxis überführen zu können.
- Es ist davon auszugehen, dass sich die LED-Technologie in absehbarer Zeit in der klinischen Praxis fast vollständig durchsetzen wird. Allerdings muss die Zuverlässigkeit und Effizienz immer wieder neu durch wissenschaftliche Untersuchungen abgesichert werden.

8 Literaturverzeichnis

- Al Shaafi M, Maawadh A, Al Qahtani M. 2011. Evaluation of light intensity output of QTH and LED curing devices in various governmental health institutions. *Oper Dent*, 36 (4):356-361.
- Asada K, Juna K, Nakayama H. 1971. Method of coating using actinic radiation [US Patent 3,625,744]. Kansai Paint Company, Limited.
- Attar N, Korkmaz Y. 2007. Effect of two light-emitting diode (LED) and one halogen curing light on the microleakage of Class V flowable composite restorations. *J Contemp Dent Pract*, 8 (2):80-88.
- Barabanti N, Gagliani M, Roulet JF, Testori T, Ozcan M, Cerutti A. 2013. Marginal quality of posterior microhybrid resin composite restorations applied using two polymerisation protocols: 5-year randomised split mouth trial. *J Dent*, 41 (5):436-442.
- Baseren M. 2004. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl*, 19 (2):121-134.
- Bekes K, Boeckler L, Gernhardt CR, Schaller HG. 2007. Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system - 2-year results. *J Oral Rehabil*, 34 (11):855-861.
- Benetti AR, Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S. 2014. Resin composites: Modulus of elasticity and marginal quality. *J Dent*, 42 (9):1185-1192.
- Beriat NC, Ertan AA, Canay S, Gulpinar A, Onur MA. 2010. Effect of different polymerization methods on the cytotoxicity of dental composites. *Eur J Dent*, 4 (3):287-292.
- Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT. 1991. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent*, 4 (1):40-42.

- Brenneise CV, Blankenau RJ. 1997. Response of associated oral soft tissues when exposed to Argon laser during polymerization of dental resins. *Lasers Surg Med*, 20 (4):467-472.
- Burgess JO, DeGoes M, Walker R, Ripps AH. 1999. An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 11 (1):125-132; quiz 134.
- Campregher UB, Samuel SM, Fortes CB, Medina AD, Collares FM, Ogliari FA. 2007. Effectiveness of second-generation light-emitting diode (LED) light curing units. *J Contemp Dent Pract*, 8 (2):35-42.
- Cavalcante LM, Masouras K, Watts DC, Pimenta LA, Silikas N. 2009. Effect of nanofillers' size on surface properties after toothbrush abrasion. *Am J Dent*, 22 (1):60-64.
- Cayless MA, Coaton JR, Hume RA. 1996. Tungsten halogen lamps. In: Cayless M, Coaton J, Hrsg. *Lamps and lighting*. London and New York: Routledge, 177-193.
- Celik C, Arhun N, Yamanel K. 2010. Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: 12-month results. *Eur J Dent*, 4 (1):57-65.
- Celik C, Arhun N, Yamanel K. 2014. Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: a 3-year study. *Med Princ Pract*, 23 (5):453-459.
- Cernavin I, Pugatschew A, de Boer N, Tyas MJ. 1994. Laser applications in dentistry: a review of the literature. *Aust Dent J*, 39 (1):28-32.
- Cetin AR, Unlu N. 2009. One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dent Mater J*, 28 (5):620-626.
- Craig RG. 1981. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am*, 25 (2):219-239.
- Curtis AR, Palin WM, Fleming GJ, Shortall AC, Marquis PM. 2009a. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: the impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength. *Dent Mater*, 25 (2):188-197.

- Curtis AR, Palin WM, Fleming GJ, Shortall AC, Marquis PM. 2009b. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: characterizing discrete filler particles and agglomerates using a micromanipulation technique. *Dent Mater*, 25 (2):180-187.
- Danesh G, Davids H, Kaup M, Dammaschke T, Reinhardt K, Ott K. 2001. Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma-und Halogenlichtpolymerisation. *Dtsch Zahnärztl*, (56):161-165.
- Dart EC, Nemcek J. 1978. Photopolymerizable composition [US Patent 4,071,424]. Imperial Chemical Industries Limited, London.
- Dart EC, Cantwell JB, Traynor JR, Jaworzyn JF, Nemeck J. 1978a. Method of repairing teeth using a composition which is curable by irradiation with visible light [US Patent 4,089,763]. Imperial Chemical Industries Limited, London.
- Dart EC, Cantwell JB, Traynor JR, Jaworzyn JF, Nemcek J. 1978b. Photocurable dental filling compositions [US Patent 4,110,184]. Imperial Chemical Industries Limited, London.
- Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. 2012. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater*, 28 (1):87-101.
- Duke ES. 2001. Light-emitting diodes in composite resin photopolymerization. *Compend Contin Educ Dent*, 22 (9):722-725.
- Duret F, Pellissier B, Noui H. 2004. LED- Lampen der zweiten Generation (Teil 2). *Dentalzeitung*, 5 (3):51 – 58.
- Ernst C. 2002a. Wissenschaft-Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation--State of the Art der Lichtpolymerisationstechniken, Teil I. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*, 111 (5):239-248.
- Ernst C. 2002b. Wissenschaft-Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation--State of the Art der Lichtpolymerisationstechniken, Teil II. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*, 111 (6):309-318.

- Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. 2006. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig*, 10 (2):119-125.
- Filipov IA, Vladimirov SB. 2006. Residual monomer in a composite resin after light-curing with different sources, light intensities and spectra of radiation. *Braz Dent J*, 17 (1):34-38.
- Friedman J. 1989. Variability of lamp characteristics in dental curing lights. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1 (6):189-190.
- Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. 1998. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dentistry in Japan*, 34 (1):49-53.
- Gaengler P, Hoyer I, Montag R. 2001. Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report. *J Adhes Dent*, 3 (2):185-194.
- Gonser DI. 1980. Xenon light apparatus for supplying ultraviolet and visible spectra [US Patent 4,229,658]. Dentsply Research & Development Corp., Milfort, DE.
- Hahnel S, Henrich A, Burgers R, Handel G, Rosentritt M. 2010. Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. *Oper Dent*, 35 (4):412-419.
- Haitz RH, Craford MG, Weissman RH. 1995. Light emitting diodes. *Handbook of optics*. 2nd edition Aufl. New York: McGraw Hill Inc., 121-129.
- Harris DM, Dick RM. 1995. Lasers in Dentistry In: Meserendio LJ, Pick RM, Hrsg. *Lasers Physics Chicago: Quintessence*, 27 - 38.
- Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. 2010. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater*, 26 (4):306-319.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T. 2003. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Auflage Aufl. München Jena: Urban und Fischer Verlag, 145-158.

- Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. 2006. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11 (2):E215-220.
- Hickel R. 1997. Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl*, 52 (10):572-585.
- Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. 2002. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci*, 110 (6):471-479.
- Hoyer I, Gaengler P, Montag R, Wucherpfennig G, Langer K. 1993. Longitudinal 5-year-study of posterior GIC/Composite restorations using CPM-criteria. *J Dent Res*, 72 (1 Suppl):259.
- Jadhav S, Hegde V, Aher G, Fajandar N. 2011. Influence of light curing units on failure of directcomposite restorations. *J Conserv Dent*, 14 (3):225-227.
- Jandt K, Sigusch B. 2014. Was Praktiker über LED-Fotopolymerisationslampen wissen sollten. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*, 123 (10):464-470.
- Jandt KD, Sigusch BW. 2009. Future perspectives of resin-based dental materials. *Dent Mater*, 25 (8):1001-1006.
- Jandt KD, Mills RW. 2013. A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater*, 29 (6):605-617.
- Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. 2000. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater*, 16 (1):41-47.
- Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O. 2010. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater*, 26 (5):416-425.
- Jimenez-Planas A, Martin J, Abalos C, Llamas R. 2008. Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int*, 39 (2):74-84.
- Kai T, Hagihara T, Ishido T. 1972. Photopolymerizable diisocyanate modified unsaturated polyester containing acrylic monomers [US Patent 3,677,920]. Osaka, Japan: Asahi Kasei Kogyo Kabushiki Kaisha.

- Kelsey WP, 3rd, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Cavel WT, Whisenant BK. 1989. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Lasers Surg Med*, 9 (6):623-627.
- Kiremitci A, Alpaslan T, Gurgan S. 2009. Six-year clinical evaluation of packable composite restorations. *Oper Dent*, 34 (1):11-17.
- Koupis NS, Eliades T, Athanasiou AE. 2008. Clinical evaluation of bracket bonding using two different polymerization sources. *Angle Orthod*, 78 (5):922-925.
- Kramer N, Reinelt C, Richter G, Petschelt A, Frankenberger R. 2009. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in Class II cavities: clinical results and margin analysis after four years. *Dent Mater*, 25 (6):750-759.
- Kramer N, Garcia-Godoy F, Reinelt C, Feilzer AJ, Frankenberger R. 2011. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended Class II cavities after six years. *Dent Mater*, 27 (5):455-464.
- Krishnaswamy NR, Sunitha C. 2007. Light-emitting diode vs halogen light curing of orthodontic brackets: a 15-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132 (4):518-523.
- Laegreid T, Gjerdet NR, Johansson AK. 2012. Extensive composite molar restorations: 3 years clinical evaluation. *Acta Odontol Scand*, 70 (4):344-352.
- Lang H. 2000. Lichthärtung von Kompositen mit Plasmalampen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 55 (2):154 - 155.
- Lösche A, Lösche G, Roulet J. 1994. Die Auswirkung erhöhter Lichtintensität auf das Randverhalten von Klasse-II-Kompositfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 49 (10):590-594.
- Lösche G, Schürg C, Roulet J. 1993. The influence of curing light intensity on marginal adaptation of composite fillings. *J Dent Res*, 72 (1 Suppl):264.
- Lutz F, Krejci I, Barbakow F. 1992a. The importance of proximal curing in posterior composite resin restorations. *Quintessence Int*, 23 (9):605-607.

- Lutz F, Kejci I, Fischknecht A. 1992b. Lichtpolymerisationsgeräte- Gerätetypen, Funktionsweise, Desinfektion und technischer Unterhalt. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 102 (5):565 – 572
- Lutz F, Kejci I, Fischknecht A. 1992c. Lichtpolymerisation- Grundlagen und Praxistip für die korrekte Anwendung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102 (5):575 – 582
- Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A, Shearer AC, Vanherle G, Wilson NH, Academy of Operative Dentistry European S. 2014. Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. J Dent, 42 (4):377-383.
- Mahn E. 2013. Clinical criteria for the successful curing of composite materials. Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral, 6 (3):148-153.
- Main C, Cummings A, Moseley H, Stephen KW, Gillespie FC. 1983. An assessment of new dental ultraviolet sources and u.v.-polymerized fissure sealants. J Oral Rehabil, 10 (3):215-227.
- Malhotra N, Mala K. 2010. Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I. Compend Contin Educ Dent, 31 (7):498-505; 506, 508.
- Matsutani S, Arai S, Hinoura K, Takigawa T, Onose H. 1990. Influence of argon laser curing technique on resin hardness and shrinkage. J Dent Res, 69 (1 Suppl):309.
- Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. 1997. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. J Dent, 25 (3-4):321-330.
- Mills RW. 1995. Blue light emitting diodes--another method of light curing? Br Dent J, 178 (5):169.
- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. 1999. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J, 186 (8):388-391.

- Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. 2002. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*, 23 (14):2955-2963.
- Mirabella D, Spina R, Scognamiglio G, Luca L, Gracco A, Siciliani G. 2008. LED vs halogen light-curing of adhesive-precoated brackets. *Angle Orthod*, 78 (5):935-940.
- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. 2003. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 134 (10):1382-1390.
- Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore B. 1998. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Operative dentistry*, 23 (2):50-54.
- Nass GI, Bassemir RW, Carlick DJ. 1970. Radiation - curable compositions [US Patent 3,551,311]. Sun Chemical Corp.
- Owens BM. 2006. Evaluation of curing performance of light-emitting polymerization units. *Gen Dent*, 54 (1):17-20.
- Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. 2011. Nanofilled and microhybrid composite restorations: Five-year clinical wear performances. *Dent Mater*, 27 (7):692-700.
- Pilo R, Oelgiesser D, Cardash H. 1999. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *Journal of dentistry*, 27 (3):235-241.
- Polydorou O, Manolakis A, Hellwig E, Hahn P. 2008. Evaluation of the curing depth of two translucent composite materials using a halogen and two LED curing units. *Clin Oral Investig*, 12 (1):45-51.
- Price R. 2013. Guest Editorial: Symposium on light sources in dentistry. *Dent Mater*, 29 (2):137-138.
- Rabek J, Fouassier J, Linden L, Nie J, Andrzejewska E, Jakubiak J, Paczkowski J, Wrzyszczyński A, Sionkowska A. 1999. Camphorquinone/amine photoinitiating system for photocuring. *Trends Photochem Photobiol*, 5:51-61.

- Rencz A, Hickel R, Ilie N. 2012. Curing efficiency of modern LED units. Clin Oral Investig, 16 (1):173-179.
- Rezwani-Kaminski T, Kamann W, Gaengler P. 2002. Secondary caries susceptibility of teeth with long-term performing composite restorations. J Oral Rehabil, 29 (12):1131-1138.
- Rueggeberg F. 1999. Contemporary issues in photocuring. Compend Contin Educ Dent Suppl, (25):4-15; 73.
- Rueggeberg F, Twiggs S, Caughman W, Khajotia S. 1996. Life-time intensity profiles of eleven light-curing units. Journal of Dental Research, 75:2897-2897.
- Rueggeberg FA. 2011. State-of-the-art: dental photocuring--a review. Dent Mater, 27 (1):39-52.
- Sadeghi M, Lynch CD, Shahamat N. 2010. Eighteen-month clinical evaluation of microhybrid, packable and nanofilled resin composites in Class I restorations. J Oral Rehabil, 37 (7):532-537.
- Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M. 2012. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. J Dent, 40 (7):577-584.
- Schirrmeister JF, Huber K, Hellwig E, Hahn P. 2009. Four-year evaluation of a resin composite including nanofillers in posterior cavities. J Adhes Dent, 11 (5):399-404.
- Sigus BW, Volpel A, Braun I, Uhl A, Jandt KD. 2007. Influence of different light curing units on the cytotoxicity of various dental composites. Dent Mater, 23 (11):1342-1348.
- Sigus BW, Pflaum T, Volpel A, Schinkel M, Jandt KD. 2009. The influence of various light curing units on the cytotoxicity of dental adhesives. Dent Mater, 25 (11):1446-1452.
- Sigus BW, Pflaum T, Volpel A, Gretsche K, Hoy S, Watts DC, Jandt KD. 2012. Resin-composite cytotoxicity varies with shade and irradiance. Dent Mater, 28 (3):312-319.

- Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. 2000. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, 21 (13):1379-1385.
- Stansbury JW. 2000. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent*, 12 (6):300-308.
- Steinberg I. 1969. Epoxy adhesive containing acrylic acid-epoxy reaction products and photosensitizers [US Patent 3,450,613]. Bausch & Lomb incorporated, Rochester, NY.
- Szep S, Kunkel A, Ronge K, Heidemann D. 2002. Cytotoxicity of modern dentin adhesives--in vitro testing on gingival fibroblasts. *J Biomed Mater Res*, 63 (1):53-60.
- Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM. 1982. In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res*, 61 (10):1184-1187.
- Uhl A, Mills RW, Jandt KD. 2003. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*, 24 (10):1787-1795.
- Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. 2004. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater*, 20 (1):80-87.
- Uhl A, Volpel A, Sigusch BW. 2006. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *J Dent*, 34 (4):298-306.
- Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. 1998. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent*, 23 (2):87-93.
- Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. 2004. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *J Am Dent Assoc*, 135 (10):1471-1479.
- Yaman BC, Efes BG, Dorter C, Gomec Y, Erdilek D, Buyukgokcesu S. 2011. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *J Conserv Dent*, 14 (2):136-139.

- Yazici AR, Celik C, Ozgunaltay G, Dayangac B. 2010. The effects of different light-curing units on the clinical performance of nanofilled composite resin restorations in non-carious cervical lesions: 3-year follow-up. *J Adhes Dent*, 12 (3):231-236.
- Yearn J. 1985. Factors affecting cure of visible light activated composites. *International dental journal*, 35 (3):218.
- Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR. 2008. Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. *J Prosthet Dent*, 99 (6):435-443.
- Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. 2010. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 120 (11):972-986.

Anhang

Abb. 18 – Zusammenfassung der Klinischen Bewertung aller C-Kriterien (%) des CPM-Index zu den Untersuchungszeitpunkten Baseline, 6 Monate, 12 Monate und 36 Monate

	C-Kriterien		Anatomische Form						Farbverhalten				Oberflächenqualität				Abrasion			
	Code		0	1	2	3	4	5	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3
	USPHS Kriterien		Alpha	Bravo	Bravo	Bravo	Charlie	Charlie	Alpha	Bravo	Charlie	Charlie	Alpha	Bravo	Bravo	Charlie				
Untersuchungszeitpunkt	Untersuchungsgruppe	n																		
Baseline	LG	23	100	0	0	0	0	0	100	0	0	0	99	1	0	0	100	0	0	0
	LS	21	100	0	0	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0
	HG	28	100	0	0	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0
	HS	28	100	0	0	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0
6 Monate	LG	20	100	0	0	0	0	0	100	0	0	0	95	5	0	0	100	0	0	0
	LS	20	100	0	0	0	0	0	90	10	0	0	95	5	0	0	100	0	0	0
	HG	26	100	0	0	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0
	HS	25	100	0	0	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	96	4	0	0
12 Monate	LG	20	100	0	0	0	0	0	100	0	0	0	95	5	0	0	100	0	0	0
	LS	21	100	0	0	0	0	0	71	24	5	0	95	5	0	0	100	0	0	0
	HG	24	100	0	0	0	0	0	83	17	0	0	92	0	8	0	100	0	0	0
	HS	25	100	0	0	0	0	0	84	16	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0
36 Monate	LG	15	100	0	0	0	0	0	53	47	0	0	67	0	27	6	73	27	0	0
	LS	15	80	0	7	0	13	0	86	7	7	0	86	7	7	0	87	13	0	0
	HG	18	94	6	0	0	0	0	67	33	0	0	56	6	17	21	78	22	0	0
	HS	18	100	0	0	0	0	0	79	16	5	0	79	16	0	5	89	11	0	0

	C-Kriterien		Randschluss					Stufenbildung				Verfärbung des Füllungsrand					Klinische Akzeptanz				
	Code		0	1	2	3	4	0	1	2	3	0	1	2	3	4	0	1	2	3	4
	USPHS Kriterien		Alpha	Bravo	Bravo	Charlie	Charlie						Alpha	Bravo	Bravo	Charlie	Delta				
Untersuchungszeitpunkt	Untersuchungsgruppe	n																			
Baseline	LG	23	100	0	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	0	100	0	0	0	0
	LS	21	100	0	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	0	100	0	0	0	0
	HG	28	100	0	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	0	100	0	0	0	0
	HS	28	100	0	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	0	100	0	0	0	0
6 Monate	LG	20	95	5	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	0	100	0	0	0	0
	LS	20	100	0	0	0	0	95	5	0	0	80	20	0	0	0	95	5	0	0	0
	HG	26	100	0	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	0	100	0	0	0	0
	HS	25	88	12	0	0	0	96	4	0	0	92	8	0	0	0	96	4	0	0	0
12 Monate	LG	20	100	0	0	0	0	100	0	0	0	100	0	0	0	0	100	0	0	0	0
	LS	21	95	0	5	0	0	100	0	0	0	95	5	0	0	0	95	5	0	0	0
	HG	24	96	4	0	0	0	96	4	0	0	96	4	0	0	0	92	8	0	0	0
	HS	25	100	0	0	0	0	100	0	0	0	92	8	0	0	0	100	0	0	0	0
36 Monate	LG	15	73	20	7	0	0	80	7	13	0	73	27	0	0	0	53	47	0	0	0
	LS	15	60	40	0	0	0	80	13	7	0	67	33	0	0	0	53	34	13	0	0
	HG	18	83	11	6	0	0	94	6	0	0	61	33	6	0	0	61	39	0	0	0
	HS	18	63	37	0	0	0	89	0	11	0	74	26	0	0	0	58	42	0	0	0

Abb. 19 grafische Darstellung – Kriterium „Anatomische Form“ Baseline, 6 Monate, 12 Monate, 36 Monate

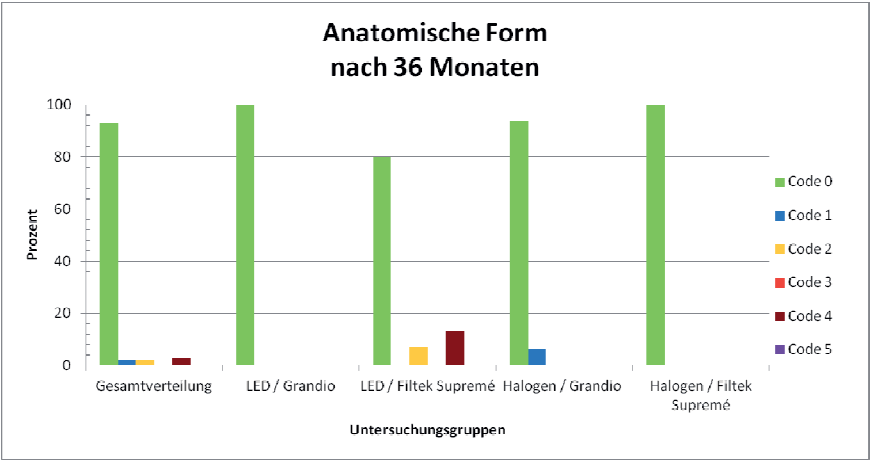
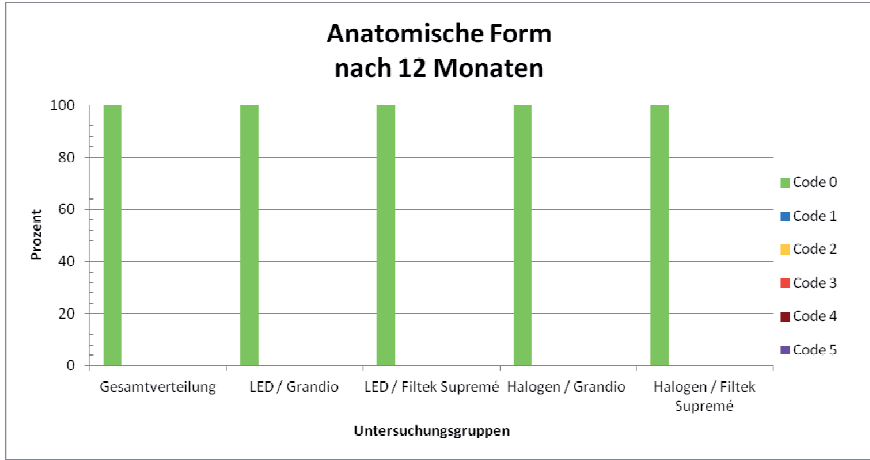
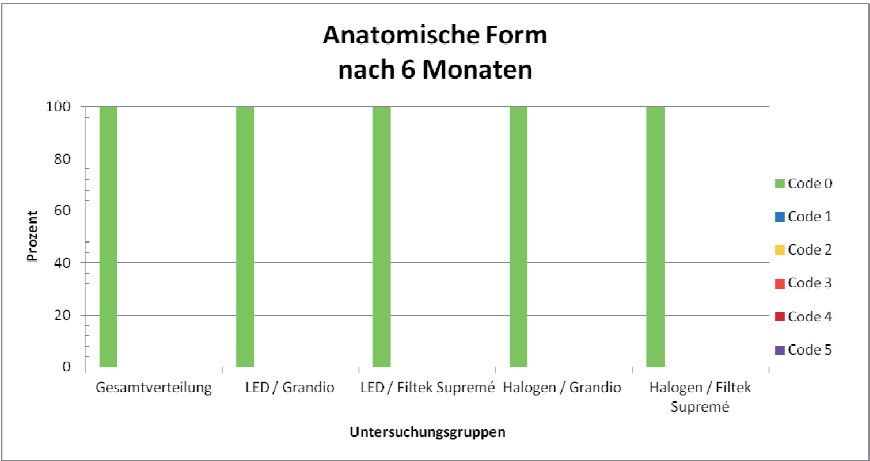
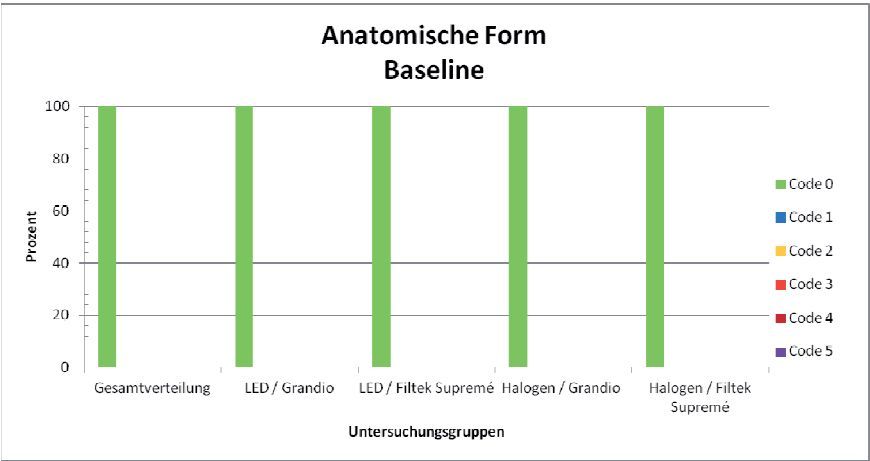


Abb. 20 grafische Darstellung – Kriterium „Farbverhalten“ Baseline, 6 Monate, 12 Monate, 36 Monate

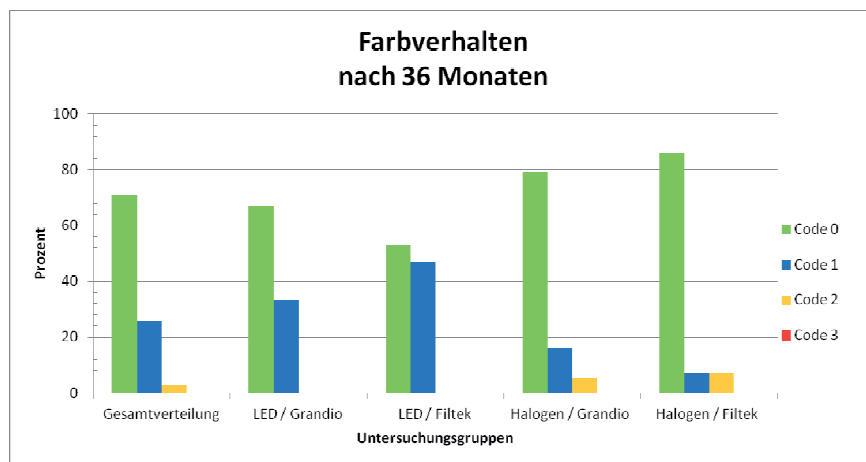
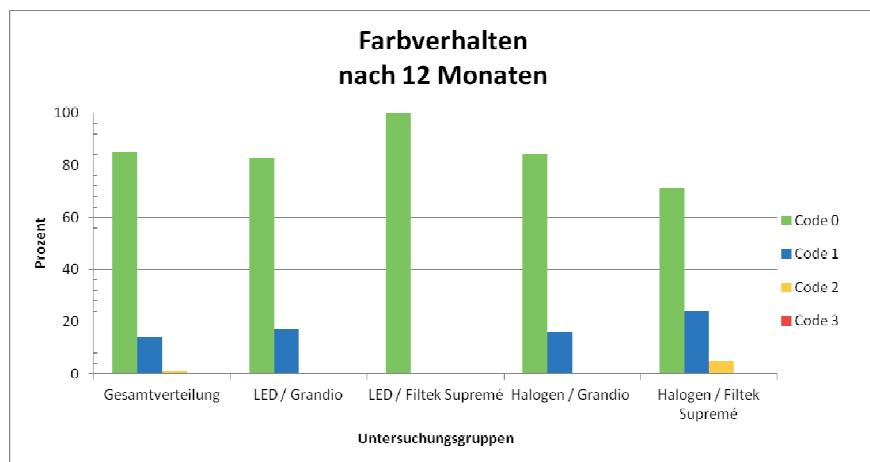
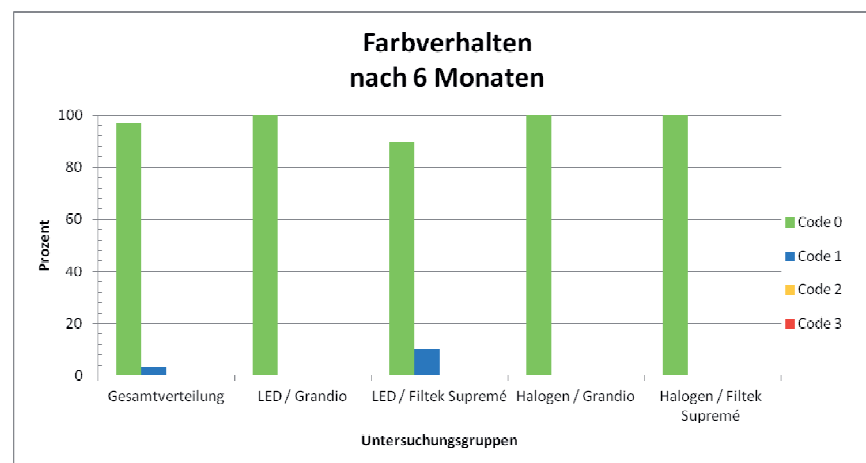
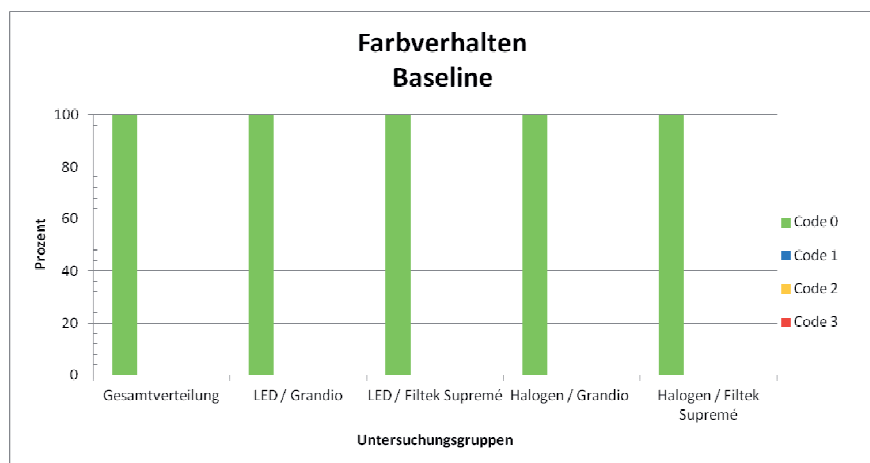


Abb. 21 grafische Darstellung – Kriterium „Oberflächenqualität“ Baseline, 6 Monate, 12 Monate, 36 Monate

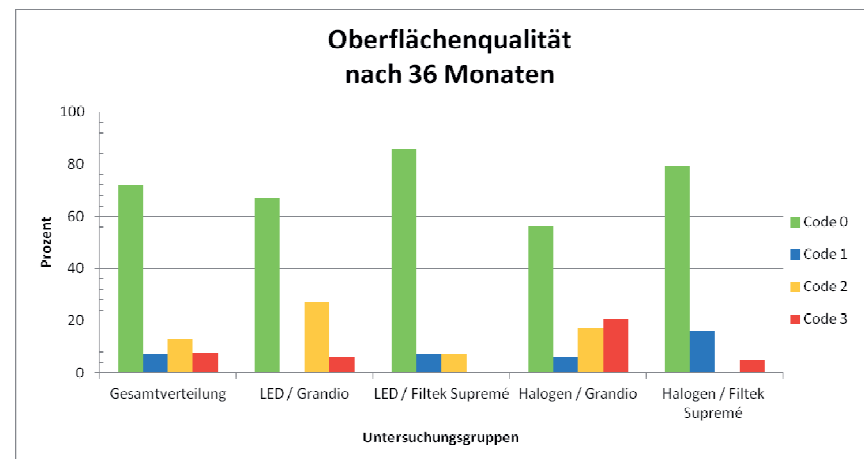
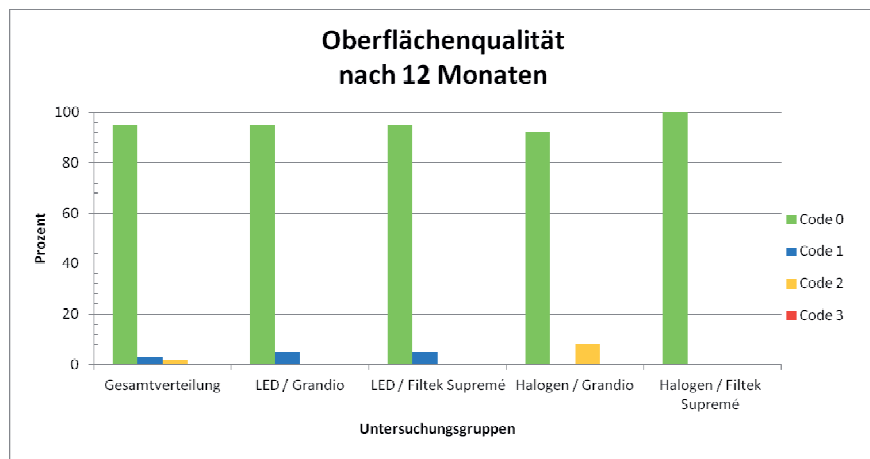
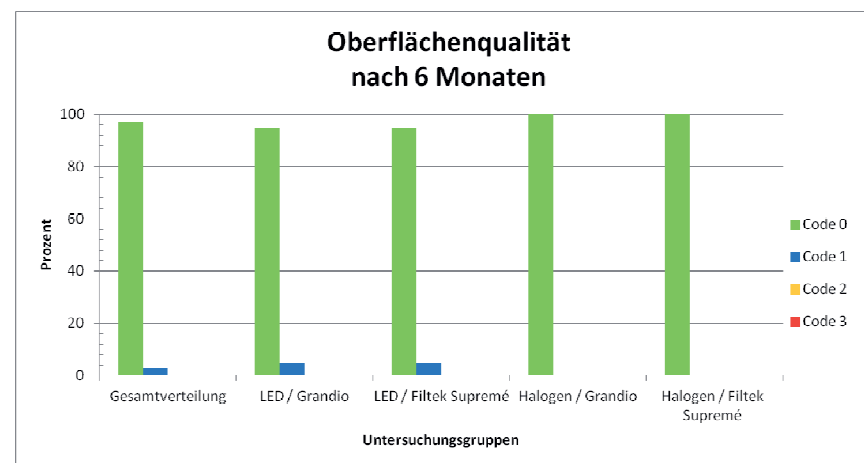
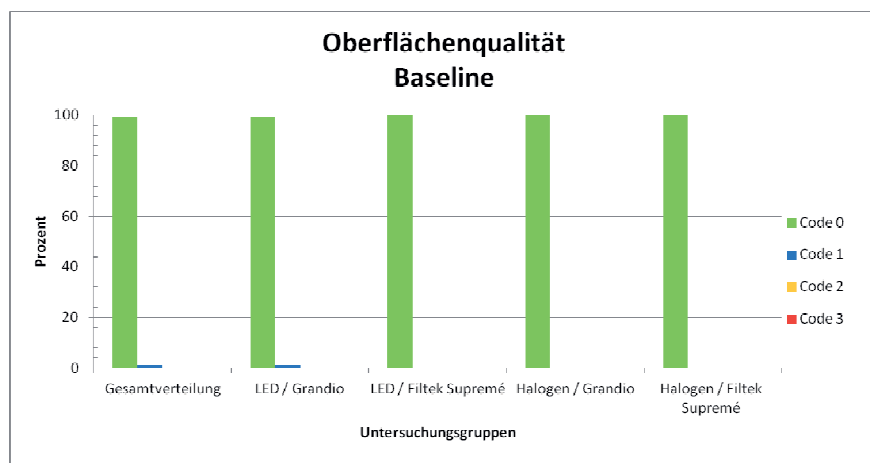


Abb. 22 grafische Darstellung – Kriterium „Abrasion“ Baseline, 6 Monate, 12 Monate, 36 Monate

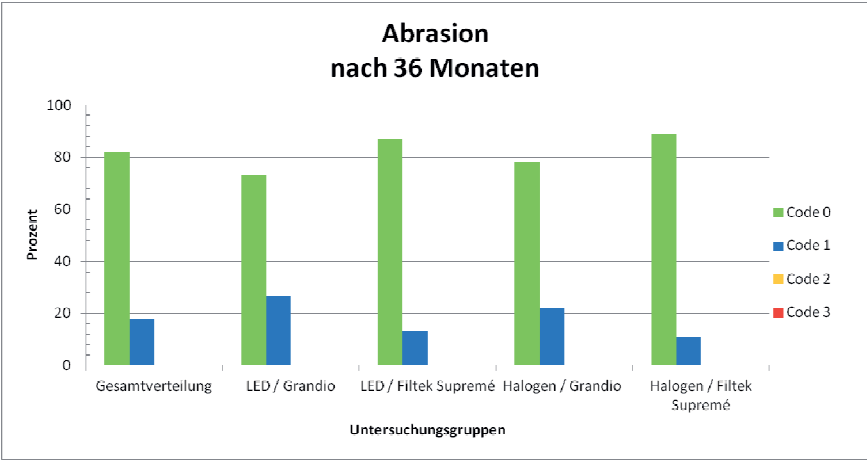
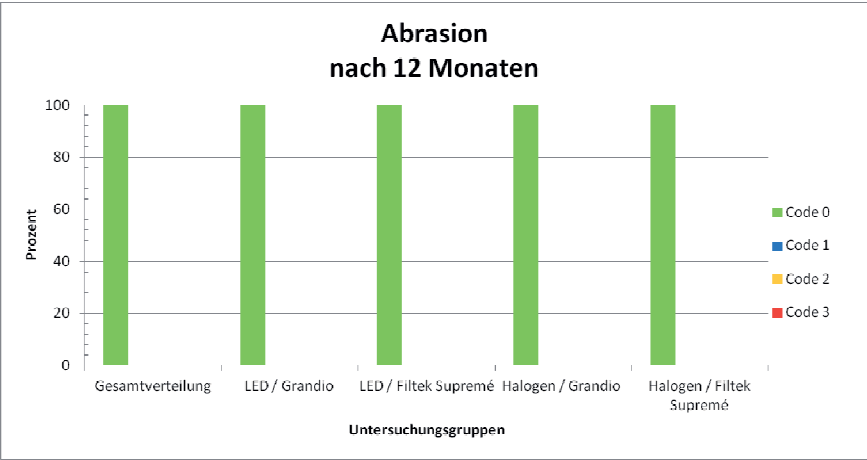
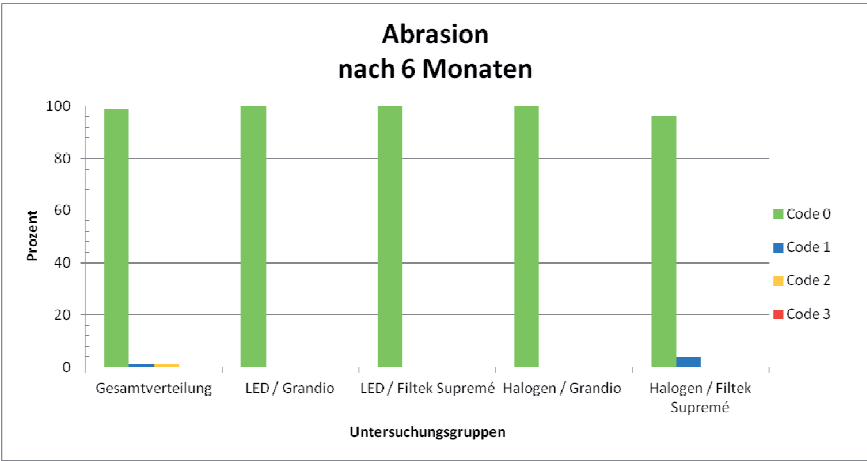
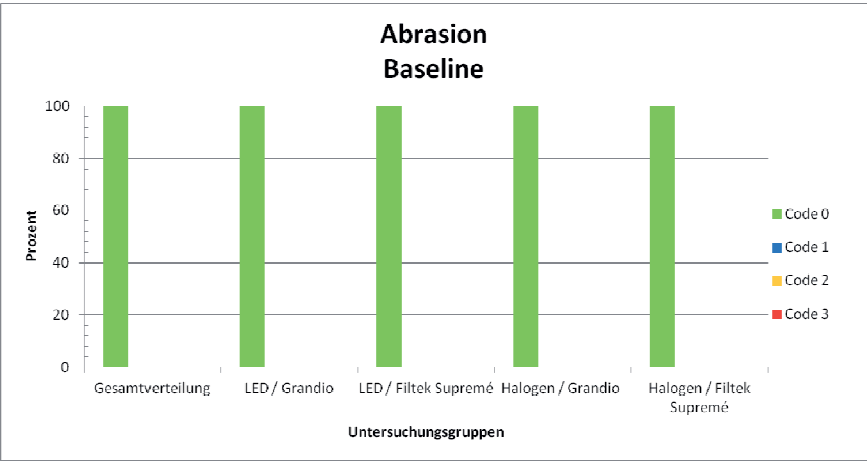


Abb. 23 grafische Darstellung – Kriterium „Randschluss“ Baseline, 6 Monate, 12 Monate, 36 Monate

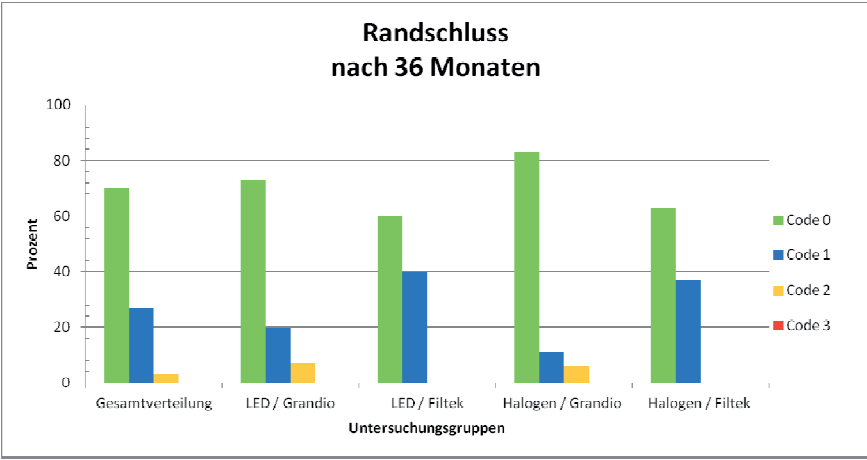
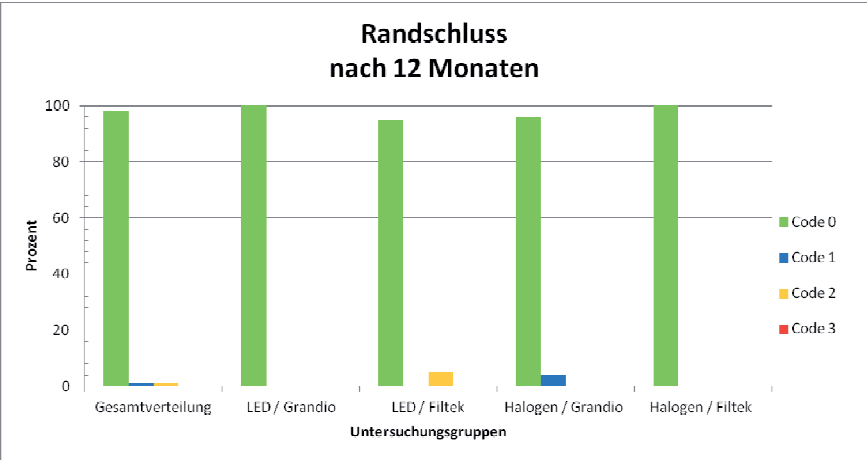
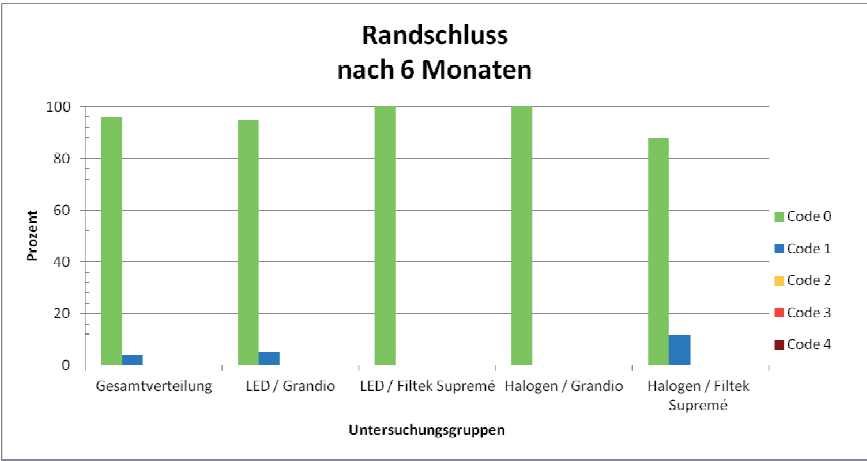
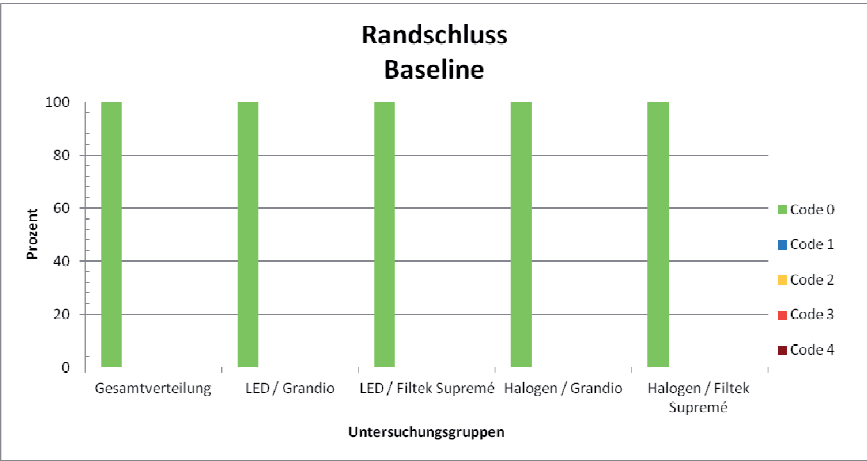


Abb. 24 grafische Darstellung – Kriterium „Stufenbildung“ Baseline, 6 Monate, 12 Monate, 36 Monate

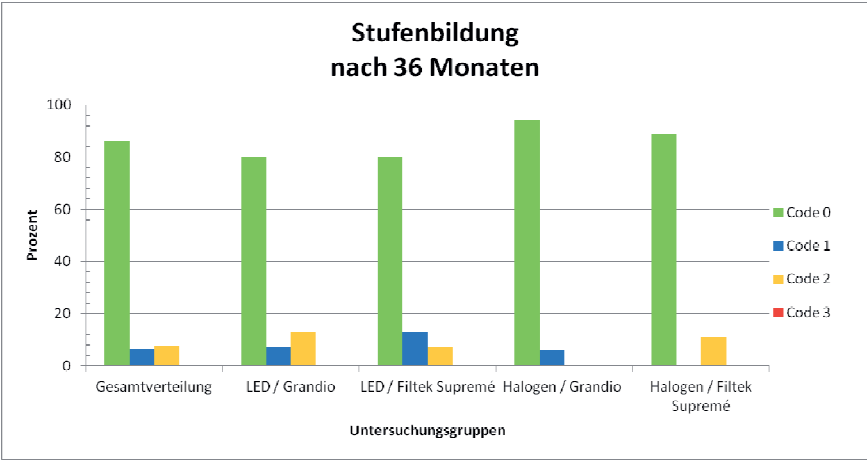
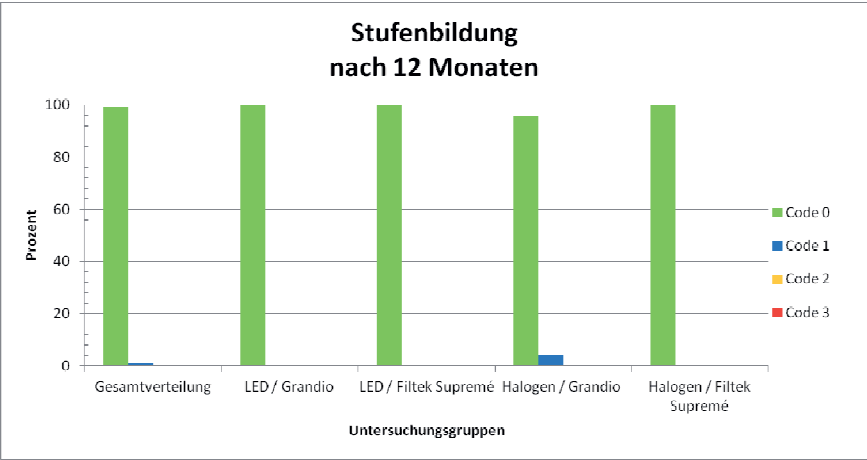
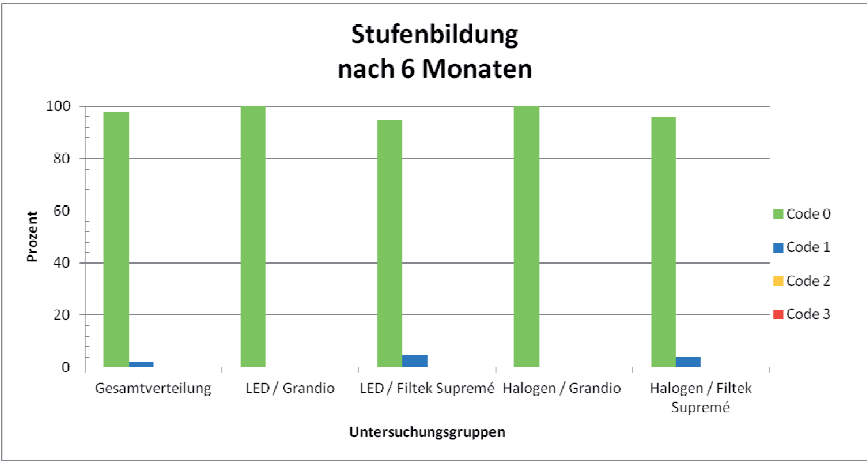
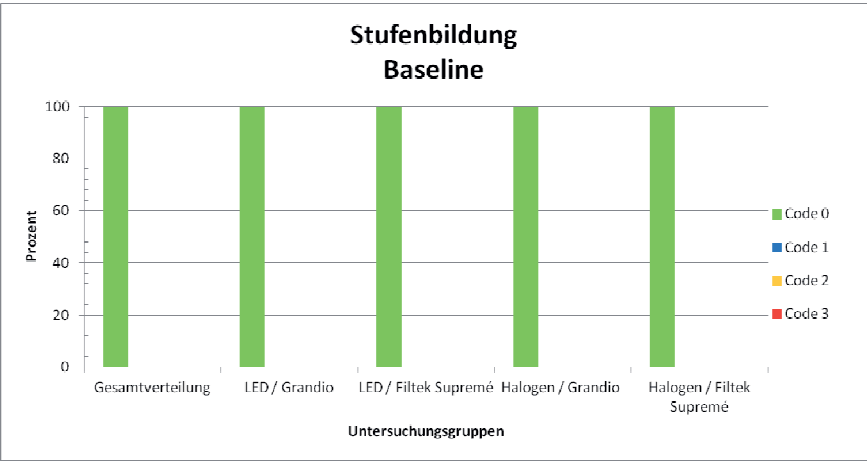


Abb. 25 grafische Darstellung – Kriterium „Verfärbung des Füllungsrandes“ Baseline, 6 Monate, 12 Monate, 36 Monate

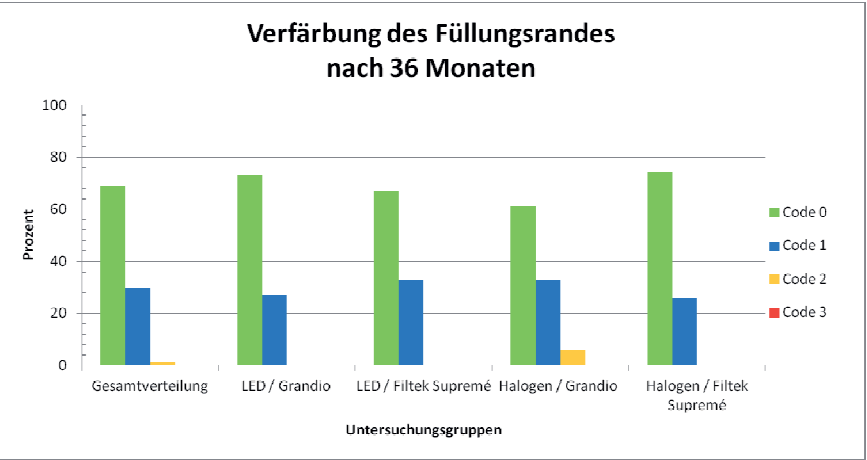
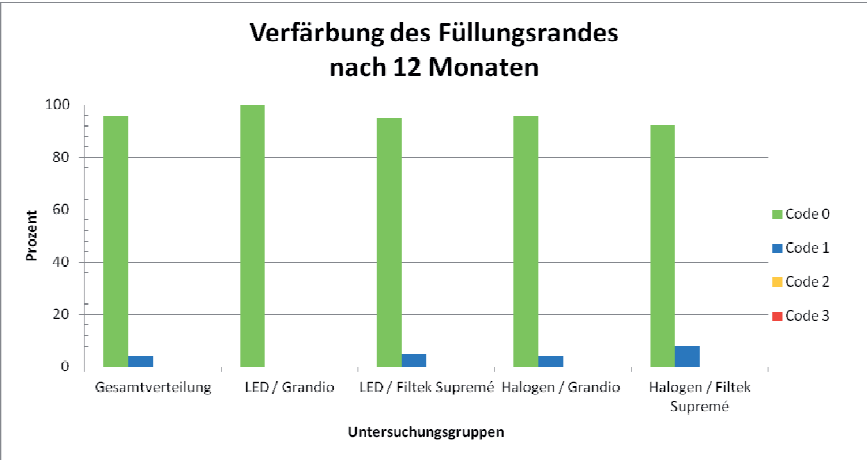
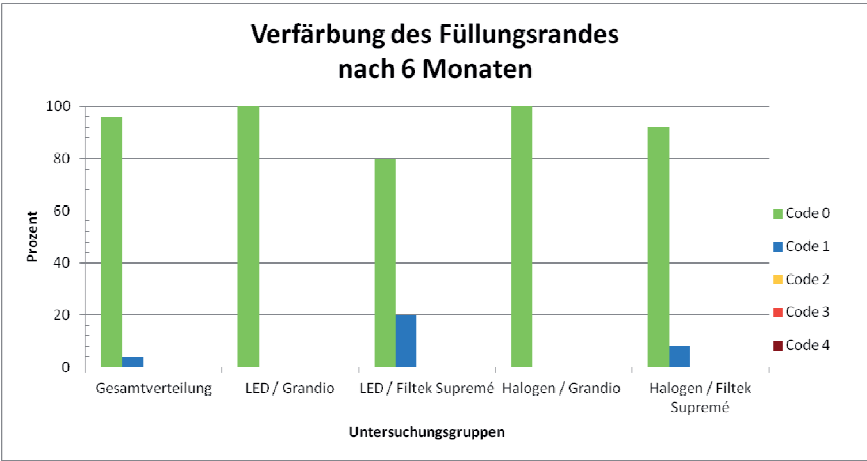
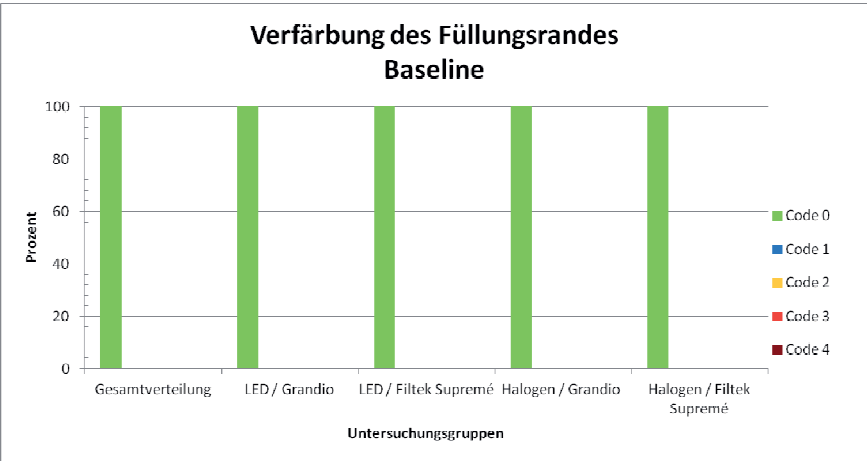
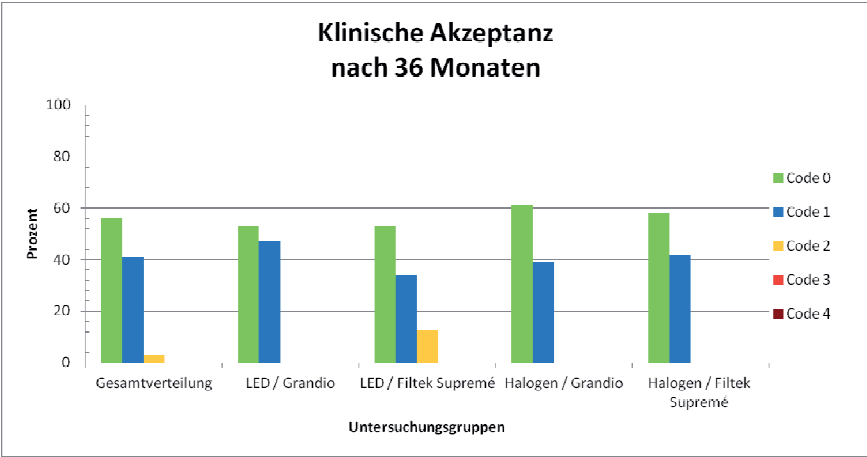
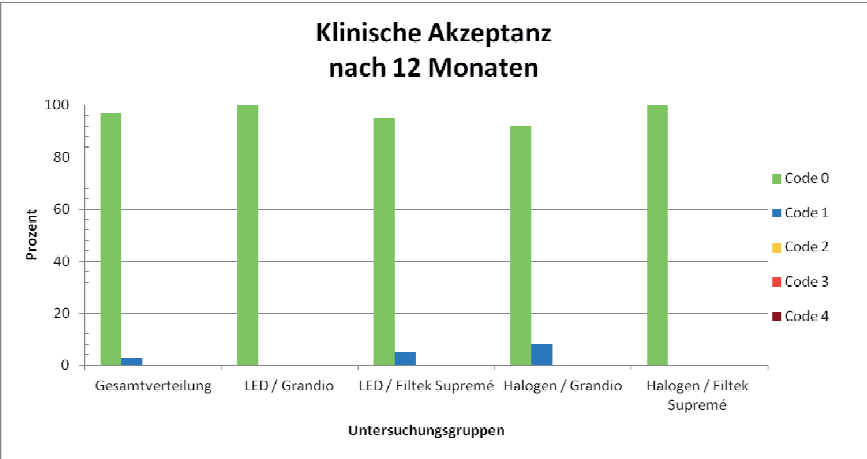
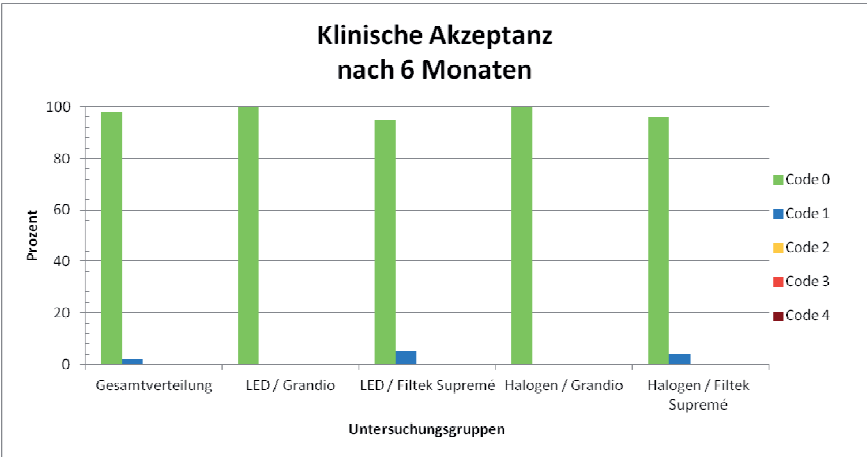
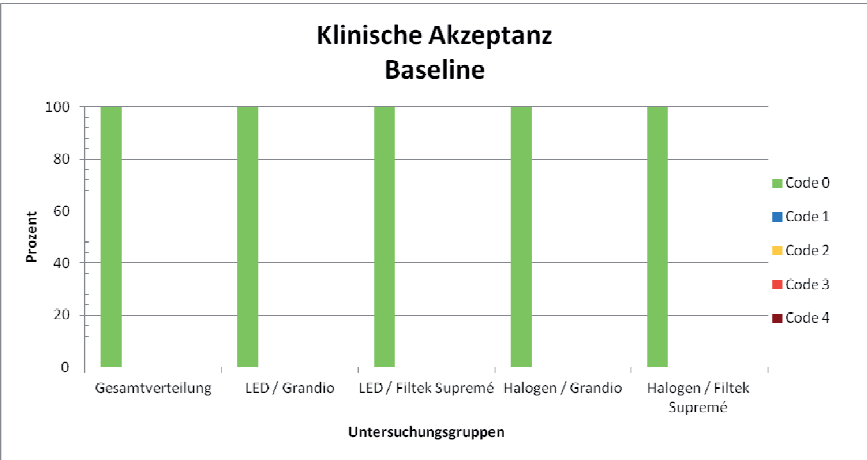


Abb. 26 grafische Darstellung – Kriterium „Klinische Akzeptanz“ Baseline, 6 Monate, 12 Monate, 36 Monate



Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich besonders bei Herrn Professor Dr. Dr. Bernd W. Sigusch für die Überlassung des Themas und die Ermöglichung der Promotion sowie für die umfassende Betreuung der Arbeit bedanken.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Stefan Kranz und Frau Dipl.-Ing. Andrea Völpel für Ihre engagierte Unterstützung. Ganz besonders danke ich ihnen auch für ihren kompetenten fachlichen Rat sowie die stete Motivation.

Zudem bedanke ich mich bei OÄ Dr. R. Montag und OA Dr. A. Güntsch für ihre Mitwirkung bei der praktischen Durchführung der klinischen Studie.

Schwester Elke Möller danke ich ganz herzlich für Ihre Mithilfe bei der Terminvergabe und der praktischen Organisation der klinischen Studie.

Schließlich bedanke ich mich von Herzen auch bei meinen Eltern und meiner Freundin für Ihre Geduld und die liebevolle Unterstützung.

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller- Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Herr Prof. Dr. Dr. B. W. Sigusch,

Frau OÄ Dr. R. Montag,

Herr Dr. Stefan Kranz

Frau Dipl. Ing. Andrea Völpel

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche, oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht wurde.

Jena, den

Torsten Pflaum